

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL DE BAJO  
COSTO CON MOVILIDAD EN LOS PLANOS SAGITAL, FRONTAL Y  
TRANSVERSAL PARA UN NIVEL DE ACTIVIDAD FÍSICA K3**

**AUTORES**

**NICOLÁS FERNEY LÓPEZ SUÁREZ**

**CARLOS YAMIT PEÑA GARCES**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNCA  
BUCARAMANGA**

**2017**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL DE BAJO  
COSTO CON MOVILIDAD EN LOS PLANOS SAGITAL, FRONTAL Y  
TRANSVERSAL PARA UN NIVEL DE ACTIVIDAD FÍSICA K3**

**AUTORES**

**NICOLÁS FERNEY LÓPEZ SUÁREZ  
CARLOS YAMIT PEÑA GARCES**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero  
Mecánico**

**DIRECTOR**

**PROF. DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ  
Ingeniero Mecánico, PhD**

**CODIRECTOR**

**PROF. CLARA ISABEL LÓPEZ GUALDRON  
Diseñadora Industrial, PhD (c)**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA**

**2017**

## **DEDICATORIA**

*Dedico este proyecto a Dios en primera instancia por protegerme en todo instante de mi vida, y por haberme dado la fortaleza, sabiduría e inteligencia para cumplir esta meta.*

*A mis padres Manuel López y Aurora Suárez, los ángeles que Dios me regaló, quienes son el motor y amor de mi vida. Siempre me han impartido amor, su sacrificio y apoyo incondicional a lo largo de mi existir. Este título más que mío es de ustedes, porque gracias a ustedes he llegado hasta donde estoy.*

*A mis hermanos Manuel, Edílcy, Oscar y en especial a Claudia, quien ha sido mi segunda mamá. Ustedes han sido el espejo de mi vida y han aportado su granito de arena y entusiasmo para que pudiera salir adelante.*

*A mis sobrinas, la fuente de mi felicidad y una de mis razones para salir adelante. Siempre daré gracias a Dios por darme la oportunidad de ser tío tan joven, pues ser tío es la mejor experiencia que cualquier persona pueda tener.*

*A mis amigos Andrés Cortés y Claudia Pinzón, por estar a mi lado y brindarme apoyo. Aunque la distancia y nuestras carreras nos hubiesen separado físicamente, no han impedido que perdamos esta gran amistad. Gracias por su apoyo moral e incondicional. Ustedes más que mis amigos, son mis hermanos.*

**Nicolás Ferney López Suárez**

## DEDICATORIA

*“A Dios, por haber permitido llegar hasta este punto, por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente, por haber puesto en mi camino a aquellas personas que amo y han sido mi soporte y compañía”.*

*A Mis padres, Carlos Peña y Sonia Garcés. Por su apoyo incondicional, amor, consejo y formación en cada una de las etapas de mi vida. Sin ellos nada hubiera sido posible.*

*A Mi hermana, mis hermanos y familia. Por su colaboración, entusiasmo y compañía en cada uno de los momentos en que los necesite.*

*A Mis amigos y compañeros, con quienes compartí, competí, aprendí y me divertí en el transcurso de mi formación universitaria. A ellos les debo muchos buenos momentos.*

*A Mi novia Camila, quien me apoyó incondicionalmente, amó y alentó para continuar, cuando parecía que me iba a rendir.*

*A Juan Sebastián Duarte y Sebastián Becerra, por su amistad les doy agradecimientos, por todas las ayudas, consejos y momentos compartidos. A los dos los reconozco como mis hermanos de corazón.*

*A Mi amigo y compañero de tesis, quien, a pesar de todo, me permitió trabajar y conocer a una gran persona y un gran profesional.*

*A Los docentes y directivos de la universidad industrial de Santander, por su formación, interés y por las innumerables oportunidades que me brindaron para ser el profesional y persona que soy hoy en día.*

*A mí yo futuro, para que recuerdes que dar un salto y jugártela por algo en lo que de verdad crees sí vale la pena.*

**Carlos Yamit Peña Garcés**

## *AGRADECIMIENTOS*

*A nuestro director Diego Villegas y nuestra codirectora Clara López quienes nos brindaron su conocimiento, asesoramiento y nos guiaron en cada fase de este proyecto.*

*A Brayan Beltrán y Duvan Abril, quienes nos ayudaron incondicionalmente en el diseño y construcción del socket.*

*A nuestros padres, que por su apoyo económico para el desarrollo de este proyecto.*

*A lo señores Carlos Zapata y Manuel López por su asesoría, dedicación y entusiasmo en la fabricación de cada una de las piezas de la prótesis.*

*Al profesor Guillermo Beltrán, por su disposición para servir como paciente ejemplo para la toma de medidas del socket y las pruebas de laboratorio.*

*A la Universidad Industrial de Santander por habernos formado de la mejor manera como profesionales íntegros, brindándonos los mejores profesores e instalaciones donde adquirimos el conocimiento para poder ser ingenieros.*

*A nuestros compañeros, por haber sido partícipes en este proceso de formación.*

*Los Autores*

## CONTENIDO

<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>20</b>
<b>1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....</b>	<b>23</b>
1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	23
1.2 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA.....	24
1.3 OBJETIVOS .....	26
1.3.1 <i>Objetivo general</i> .....	26
1.3.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	26
1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	27
<b>2. MARCO DE REFERENCIA .....</b>	<b>28</b>
2.1 PRÓTESIS .....	28
2.1.1 <i>Clasificación de prótesis transtibiales</i> .....	28
2.1.1.1 Prótesis Post operatoria.....	28
2.1.1.2 Prótesis Inicial.....	28
2.1.1.3 Prótesis Preliminar.....	29
2.1.1.4 Prótesis Definitiva.....	29
2.1.1.5 Prótesis de propósito especial.....	29
2.1.2 <i>Partes de una Prótesis Transtibial</i> .....	29
2.1.2.1 Socket.....	30
2.1.2.2 Pílon.....	30
2.1.2.3 Tobillo– pie.....	30
2.2 ANTROPOMETRÍA.....	30
2.3 BIOMECÁNICA .....	32
2.3.1 <i>Biomecánica del tobillo</i> .....	33
2.3.1.1 Fuerzas en la articulación del tobillo.....	37
2.3.2 <i>Marcha humana</i> .....	38
2.3.2.1 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital.....	40
2.4 AMPUTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR.....	46
2.4.1 <i>Tipos de amputación</i> .....	47

2.4.1.1	Amputación transtibial (por debajo de rodilla) .....	48
2.4.1.2	Clases de prótesis transtibiales de acuerdo con el socket ajustable. .....	48
<b>3.</b>	<b>DISEÑO METODOLÓGICO .....</b>	<b>50</b>
3.1	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO .....	50
3.1.1	<i>Calidad</i> .....	50
3.1.2	<i>Capacidad Carga</i> .....	51
3.1.3	<i>Movilidad</i> .....	52
3.1.4	<i>Costo</i> .....	52
<b>4.</b>	<b>PROCESO DE DISEÑO BASADO EN EL MÉTODO DE LA NASA.....</b>	<b>53</b>
4.1	PRE-FASE A.....	55
4.1.1	<i>Requerimientos ponderados del usuario</i> .....	55
4.1.2	<i>Constantes del diseño</i> .....	58
4.2	FASE A.....	59
4.2.1	<i>Descripción funcional</i> .....	61
4.2.2	<i>Diseño conceptual de alternativas</i> .....	62
4.2.2.1	Diseño conceptual para el ajuste de altura del pilón.....	62
4.2.2.2	Evaluación de las alternativas del pilón. Pugh Evaluation.....	66
4.2.2.3	Diseño conceptual del pie.....	68
4.2.2.4	Evaluación de las alternativas del pie. Pugh Evaluation .....	70
4.2.3	<i>Despliegue de la función de calidad</i> .....	72
4.1	FASE B.....	74
4.1.1	<i>El diseño en detalle</i> .....	75
4.1.1.1	Materiales para la fabricación .....	75
4.1.1.2	Movilidad de la prótesis. ....	77
4.1.1.3	Dimensionamiento de los elementos de la prótesis .....	79
4.1.2	<i>Análisis del modo y efecto de falla (FMEA: Failure Modes and Effects Analysis)</i> 95	
4.1.3	<i>Simulaciones</i> .....	101
4.1.3.1	Simulación de pandeo para el sistema ajuste de altura .....	102
4.1.3.2	Simulación de la resistencia a compresión para la parte superior de socket	102

4.1.3.3	Simulación de la resistencia al impacto para el pie y pasador.....	103
4.1.3.4	Simulación de flexión para la planta del pie.....	103
4.1.4	<i>Construcción</i> .....	<b>104</b>
4.1.4.1	Sistema del ajuste de altura .....	104
4.1.4.2	Pie .....	106
4.1.4.3	Sistema de posicionamiento para la movilidad en los tres planos .....	107
4.1.4.4	Flache de sujeción.....	108
4.1.4.5	Acople inferior .....	109
4.1.5	<i>Costos</i> .....	<b>109</b>
4.1.5.1	Costo de materiales .....	109
4.1.5.2	Costo de manufactura .....	110
4.1.5.3	Costo total de la prótesis.....	112
4.1.5.4	Peso total de la prótesis. ....	113
4.2	<i>FASE C</i> .....	<b>114</b>
4.2.1	<i>Modificación del sistema de altura.</i> .....	114
4.2.2	<i>Elaboración del empeine del pie</i> .....	115
4.3	<i>FASE D</i> .....	<b>116</b>
4.3.1	<i>Pruebas de verificación con el paciente</i> .....	116
4.3.2	<i>Manual básico para el mantenimiento de la prótesis</i> .....	120
<b>5.</b>	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>121</b>
<b>6.</b>	<b>RECOMENDACIONES</b> .....	<b>123</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	<b>124</b>
	<b>ANEXOS</b> .....	<b>128</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Flexo-extensión del tobillo .....	33
Figura 2. Articulación tibioperoneoastragalina .....	34
Figura 3. Articulaciones del pie .....	35
Figura 4. Los tres ejes principales del complejo articular del pie .....	36
Figura 5. Movimientos del tobillo en los tres planos.....	37
Figura 6. Componentes de la marcha.....	39
Figura 7. Fase de apoyo .....	39
Figura 8. Planos corporales .....	40
Figura 9. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo 1 de la marcha.....	41
Figura 10. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo 1 de la marcha.....	42
Figura 11. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo 1 de la marcha .....	43
Figura 12. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha.....	44
Figura 13. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo 2 de la marcha.....	44
Figura 14. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo 2 de la marcha .....	45
Figura 15. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo 3 de la marcha .....	46
Figura 16. Niveles de amputación.....	47
Figura 17. Amputación transtibial.....	48
Figura 18. El proceso de diseño .....	54
Figura 19. Pre-Fase A.....	55
Figura 20. Nivel de diseño del sistema conceptual .....	60
Figura 21. Marcha humana.....	61
Figura 22. Concepto A .....	63
Figura 23. Concepto B .....	64
Figura 24. Concepto C .....	65
Figura 25. Concepto D .....	66
Figura 26. Concepto E .....	69

Figura 27. Concepto F .....	69
Figura 28. Concepto G.....	70
Figura 29. Casa de la Calidad (QFD).....	73
Figura 30. Análisis de Modos de Falla y Efectos (FMEA) .....	75
Figura 31. Dimensiones de la placa para movilidad en el plano sagital.....	77
Figura 32. Dimensiones de la placa para movilidad en el plano Frontal .....	78
Figura 33. Placa limitadora .....	78
Figura 34. Sistema tuerca-contratuerca para rotación en plano transversal .....	79
Figura 35. DCL del pasador .....	82
Figura 36. Pie protético .....	86
Figura 37. Resultado de desplazamiento de la prueba de compresión .....	103
Figura 38. Mecanizado del sistema del pilón .....	105
Figura 39. Parte superior del pilón .....	105
Figura 40. Parte inferior del pilón .....	106
Figura 41. Pie manufacturado.....	106
Figura 42. Talón fabricado .....	107
Figura 43. Placa de reposicionamiento fabricada .....	108
Figura 44. Placa limitadora de movilidad fabricada.....	108
Figura 45. Flanche de sujeción fabricado .....	108
Figura 46. Acople inferior fabricado .....	109
Figura 47. Fase C .....	114
Figura 48. Modificación del sistema de altura .....	115
Figura 49. Pie con el empeine ensamblado.....	115
Figura 50. Fase D .....	116
Imagen 51. Prueba del socket .....	117
Imagen 52. Prueba de marcha a velocidad constante .....	119

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Socket transtibial y sus características .....	49
Tabla 2. Orden de los requerimientos.....	56
Tabla 3. Valoración de los requerimientos.....	57
Tabla 4. Niveles de relevancia .....	57
Tabla 5. Ponderación de los requerimientos.....	58
Tabla 6. Constantes del diseño.....	59
Tabla 7. Claves del diseño conceptual del pilón .....	67
Tabla 8. Pugh Evaluation del diseño conceptual del pilón .....	67
Tabla 9. Claves del diseño conceptual del pie .....	71
Tabla 10. Pugh Evaluation del diseño conceptual del pie .....	71
Tabla 11. Cálculo de la velocidad de impacto.....	80
Tabla 12. Cálculo de la fuerza de impacto.....	81
Tabla 13. Propiedades mecánicas de los aceros al carbono y aleados.....	84
Tabla 14. Cálculo del diámetro del pasador del pie .....	84
Tabla 15. Cálculo del espesor de la base .....	85
Tabla 16. Cálculo del espesor del pie.....	86
Tabla 17. Ficha Técnica de la cabeza de articulación .....	87
Tabla 18. Factores de carga específicos .....	88
Tabla 19. Cálculo de la carga específica de la rótula.....	89
Tabla 20. Cálculo de la frecuencia de oscilación .....	89
Tabla 21. Cálculo de la velocidad media de desplazamiento .....	90
Tabla 22. Factor de temperatura.....	91
Tabla 23. Factor según tipo de carga en cabezas de articulación .....	91
Tabla 24. Cálculo de la carga admisible por la cabeza de articulación.....	92
Tabla 25. Cálculo de la duración nominal total de la cabeza de articulación .....	93
Tabla 26. Cálculo de la vida útil requerida de la cabeza de articulación.....	94
Tabla 27. Criterios de ocurrencia de falla .....	95

Tabla 28. Criterios de severidad .....	96
Tabla 29. Criterios de detección .....	96
Tabla 30. Análisis de los modos y efectos de falla.....	98
Tabla 31. Continuación de análisis de los modos y efectos de falla .....	99
Tabla 32. Continuación de análisis de los modos y efectos de falla .....	100
Tabla 33. Factor de carga crítica de pandeo .....	102
Tabla 34. Costo de materiales .....	110
Tabla 35. Costo de manufactura.....	111
Tabla 36. Costo de procesos adicionales de manufactura .....	111
Tabla 37. Costos directos de la prótesis .....	112
Tabla 38. Costos indirectos de la prótesis .....	112
Tabla 39. Costo total de la prótesis.....	112
Tabla 40. Peso total de la prótesis.....	113
Tabla 41. Valoración del confort por parte del paciente, prueba preliminar .....	117
Tabla 43. Resultados de la prueba de uso .....	118

## LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Diagrama pv de la combinación de superficie de contacto acero/bronce .....	90
Gráfica 2. Factor de deslizamiento .....	92
Gráfica 3. Factor de velocidad .....	92
Gráfica 4. Ángulo del factor de oscilación .....	93
Gráfica 5. Número prioritario de riesgo vs causas .....	97
Gráfica 6. Evaluación de la calidad en base del riesgo.....	101
Gráfica 7. Diagrama de torques en el tobillo vs ciclo de marcha .....	104

## LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Simulaciones de carga para la prótesis.....	128
Anexo B. Planos de la prótesis .....	181

## RESUMEN

**TÍTULO:** DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL DE BAJO COSTO CON MOVILIDAD EN LOS PLANOS SAGITAL, FRONTAL Y TRANSVERSAL PARA UN NIVEL DE ACTIVIDAD FÍSICA K3\*

**AUTORES:** NICOLÁS FERNEY LÓPEZ SUÁREZ\*\*  
CARLOS YAMIT PEÑA GARCES\*\*

**PALABRAS CLAVE:** PRÓTESIS TRANSTIBIAL, MARCHA, TOBILLO, BIOMECÁNICA, MOVILIDAD K3, MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.

### DESCRIPCIÓN:

Con este proyecto de investigación se realizó y construyó un prototipo de prótesis transtibial que permitiera la movilidad en los tres planos de rotación para realizar un nivel de actividad física k3. Los objetivos del proyecto fueron orientados a mitigar el factor económico, la manufactura, el mantenimiento y peso de la prótesis. Del análisis realizado al sector al que iba dirigido el proyecto, se obtuvieron los requerimientos y especificaciones técnicas importantes para el diseño.

Para el desarrollo del proyecto se aplicó la metodología "NASA ESMD Capstone Design", y el diseño asistido por computadora. La metodología permitió ordenar y procesar la información de forma eficiente y precisa, subdividió el proyecto en cuatro fases y contempló la estructura que se debía seguir para desarrollarlo. Mientras tanto, el CAD facilitó la construcción y análisis de los componentes, permitió caracterizarlos en función de sus propiedades (forma, material, color, peso, etc.), proporcionó cortes y vistas necesarios del modelo que se estaba construyendo con la opción de poder modificar en cualquier momento. El CAD hizo posible la verificación constante de las decisiones del diseñador.

Una vez fabricada la prótesis se realizaron las correspondientes pruebas en laboratorio estas comprendieron también un análisis cinemático de la marcha, verificando su funcionamiento, movilidad y se le comparó con una prótesis de altas prestaciones para determinar su rendimiento frente a la opción que ofrecía el mercado.

---

\* Proyecto de grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Codirector: Clara Isabel López Gualdrón

## ABSTRACT

**TITLE:** DESIGN AND CONSTRUCTION OF A LOW-COST TRANSTIBIAL PROSTHESIS WITH MOBILITY IN THE SAGITAL, FRONTAL AND TRANSVERSAL PLANS FOR A PHYSICAL ACTIVITY LEVEL K3\*

**AUTHORS:** NICOLAS FERNEY LOPEZ SUAREZ\*\*

CARLOS YAMIT PEÑA GARCES\*\*

**KEY WORDS:** Transtibial prosthesis, gait, ankle, biomechanics, mobility K3, Finite element method.

### DESCRIPTION:

whit this research project was carried out and built a prototype of transtibial prosthesis that allowed mobility in the three planes of rotation to perform a level of physical activity K3. The objectives of the project were aimed at mitigating the economic factor, manufacturing, maintenance and weight of the prosthesis. From the analysis carried out to the sector to which the project was directed, the requirements and technical specifications important for the design were obtained.

For the development of the project was applied the methodology "NASA ESMD Capstone Design", and computer aided design. The methodology allowed the ordering and processing of information efficiently and accurately, subdivided the project into four phases and contemplated a structure that should be followed in order to develop it. Meanwhile, CAD facilitated the construction and analysis of the components, allowed to characterize them according to their properties (form, material, color, weight, etc.), provided cuts and necessary views of the model that was being built with the option of Be able to modify at any time. CAD made possible the constant verification of the decisions of the designer.

Once the prosthesis was manufactured, the corresponding laboratory tests were carried out, including a kinematic analysis of the gait, verifying its operation, mobility and was compared with a high-performance prosthesis to determine its Performance versus the option offered by the market.

---

\* Grade Project

\*\* Faculty of physical-mechanical engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Co-Director: Clara Isabel López Gualdrón

## INTRODUCCIÓN

El uso de las prótesis es uno de los temas de mayor estudio en la historia de la humanidad, su finalidad es mejorar la calidad de vida de las personas que carecen de una extremidad o parte de ella.<sup>1</sup> Los primeros estudios sobre el tema relatan que los egipcios fueron los pioneros en el desarrollo de esta tecnología, dado que hacían uso de éstas para completar la extremidad faltante en los muertos para que pasaran a la otra vida sin que les faltara alguna parte del cuerpo<sup>2</sup>. Aunque estas prótesis eran rudimentarias y fabricadas con fibras, no eran funcionales.<sup>3</sup>

Las prótesis de miembro inferior se desarrollaban para casos transfemorales y transtibiales, es decir, amputación por arriba y por debajo de rodilla, respectivamente. A través del tiempo, en el caso de las prótesis transtibiales, su evolución ha pasado de ser una “pata de palo”, la cual era poco funcional, a ser un dispositivo utilizado no solo para completar el miembro faltante sino para rehabilitación, imitando la forma real del miembro amputado mediante el uso de tecnología necesaria, con el fin que el usuario vuelva a realizar la función esencial de caminar.

Las tecnologías utilizadas en el desarrollo de estas prótesis han involucrado avances relacionados con nuevos materiales, métodos más económicos de manufactura, reducción de peso, costos de producción y adquisición; logrando que

---

<sup>1</sup> Evolución e innovación prostética. [en línea]. [Consultado: 15 octubre 2017]. Adaptado de: <http://www.eoi.es/blogs/redinnovacionEOI/2015/10/08/evolucion-e-innovacion-protesica/>

<sup>2</sup> DOBERTI MARTINEZ, Alejandro José. Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales. Santiago de Chile, 2015. Trabajo de grado (Ingeniero civil mecánico). Universidad de Chile. Facultad de ciencias físicas y matemáticas. [en línea]. [Consultado: 15 octubre 2017]. Adaptado de: <http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/137154/Disenodeuna-protesis-de-pierna-para-amputados-transtibiales.pdf?sequence=1>

<sup>3</sup> NORTON, Kim. Un breve recorrido por la historia prostética. [en línea]. Noviembre/diciembre 2007, volumen 17, nro. 7. [Consultado 15 octubre 2017]. Adaptado de: [https://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov\\_dec\\_07/history\\_prosthetics.pdf](https://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf)

sean más funcionales, estéticas y duraderas.<sup>4</sup> A pesar de estos avances científicos y tecnológicos, aún existen personas que les resulta imposible volver a retomar su estilo de vida después de haber perdido su miembro inferior, debido a que no cuentan con los suficientes recursos económicos para adquirir este tipo de tecnología.

De acuerdo con lo anterior, se ha identificado que el costo tiene una relación directa con la complejidad tecnológica del dispositivo. El principal factor existente es el vínculo que hay entre la movilidad ofrecida y el precio, pues a mayores grados de libertad el precio aumenta; impidiendo que una persona con amputación transtibial que desee tener un sistema protésico con cierto nivel de complejidad del mecanismo para desempeñar una buena movilidad, no pueda acceder a este tipo de prótesis, dado que no dispone de los recursos económicos los suficientes o no cuenta con una buena cobertura por parte de la empresa que le brinda el servicio de salud.

Entonces, teniendo identificado el problema, se hace necesario buscar una solución para brindar la posibilidad de mejorar la calidad de vida de las personas que ya no cuentan con su miembro inferior por debajo de rodilla. La solución se basa en realizar una prótesis que sea lo más parecida posible en términos de movilidad a una existente en el mercado, con la diferencia que el costo para comprarla es más asequible, comparada con la comercial.

Esta propuesta se ha sustentado en proponer un mecanismo alternativo que permita simular el comportamiento biomecánico de la articulación del tobillo, de la tibia-peroné y el pie.

---

<sup>4</sup> Reseña histórica de la prótesis. [en línea]. [Consultado: 15 octubre 2017]. Adaptado de: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>

Los costos de diseño y construcción están trazados para lograr que la población con discapacitada física y limitaciones en recursos económicos pueda acceder a un producto, cuya calidad y versatilidad contribuyan a mejorar su calidad de vida, permitiéndoles alcanzar un nivel parecido al de la movilidad física K3.<sup>5</sup>

Para la ejecución de este proyecto, se aplicó la metodología de diseño “NASA ESMD Capstone design process”, integrando las tecnologías CAD/CAE para el proceso de modelado y configuración geométrica de los componentes, así como la verificación por simulación de los comportamientos mecánicos.

Posteriormente, se realizó la construcción del prototipo y, se realizaron las pruebas respectivas de encaje sentado, de pie y de marcha, verificando su funcionalidad y movilidad. Con los resultados obtenidos, se compara y verifica que la propuesta presentada es mejor en comparación con la prótesis que el paciente utiliza actualmente.

---

<sup>5</sup> Personas que pueden realizar un nivel de actividad física relativamente normal, como caminatas largas, pequeños ejercicios y demás.

# 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

## 1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.

La Organización Mundial de la Salud, OMS, plantea: “la discapacidad es la interacción entre las personas que padecen alguna enfermedad, factores personales y ambientales (por ejemplo, actitudes negativas, transporte y edificios públicos inaccesibles y un apoyo social limitado)”<sup>6</sup>.

Según el censo realizado en el año 2010 por el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE)<sup>7</sup>, indica que 2’018.078 personas tiene discapacidad en sus estructuras o funciones corporales; de ellas, el 20% tiene discapacidad del movimiento del cuerpo, piernas o brazos, cifra que se posiciona en el primer lugar de la encuesta realizada.

El factor principal de esta alarmante cifra ha sido el conflicto armado, el cual ha dejado un total victimario de 498 mujeres y 8.668 hombres en el período comprendido desde 1990 y hasta el 30 de septiembre de 2016<sup>8</sup>; otras causas atribuidas a la pérdida de las extremidades inferiores se deben a los accidentes de tránsito y enfermedades como el cáncer, la diabetes y problemas vasculares.<sup>9</sup>

---

<sup>6</sup> Discapacidad y salud. [en línea]. [consultado: 20 febrero de 2017]. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>

<sup>7</sup> Fuente: DANE. Dirección de Censos y Demografía. Marzo 2010 [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/demografia-y-poblacion/discapacidad>.

<sup>8</sup> Dirección para la Acción Integral contra Minas Antipersonal. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx>

<sup>9</sup> MEDLINEPLUS. Amputación de un pie o una pierna. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en; <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007365.htm>

La población afectada generalmente es de bajos recursos económicos y, en consecuencia, no cuenta con la posibilidad de adquirir una prótesis por sus altos costos en el mercado colombiano, ya que su precio varía de acuerdo con el nivel de innovación y complejidad, presentándose el problema que la persona no continúe ejerciendo la labores a las que venía desarrollando previamente a la amputación, convirtiéndose en una carga adicional para su núcleo familiar al dejar de ser un miembro laboralmente productivo de la sociedad, a causa de su discapacidad y las complicaciones que esta conlleva.

## **1.2 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA**

Al 30 de noviembre de 2015 se registró un total de 1'223.378 personas con discapacidad<sup>10</sup>, cifra que ha disminuido desde el año 2010 a raíz de los procesos de paz llevados a cabo entre el gobierno y los grupos armados al margen de la ley. No obstante, las personas discapacitadas solicitan productos para subsanar los inconvenientes ocasionados por su diversidad funcional, exigiendo que éstos sean más sofisticados y les permitan retomar nuevamente el estilo de vida al que venían acostumbrados.

A pesar de que la cifra es alentadora, las personas discapacitadas demandan a sus entidades prestadoras del servicio de salud que se les brinde la oportunidad de adquirir una prótesis, pero en la mayoría de los casos éstas son de alto o presentan deficiencias en el funcionamiento de su estructura y dinámica. La relación, costo-beneficio no refleja la satisfacción esperada; sino por el contrario, se hace necesario

---

<sup>10</sup> DISCAPACIDAD COLOMBIA. Registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://discapacidadcolombia.com/index.php/estadisticas/154-estadisticas-en-discapacidad>

remodelarla continuamente para encontrar la prótesis adecuada que cumpla con la exigencias y confort que la persona afectada espera.

Según la Constitución Política de Colombia, el artículo 25 cita: “El trabajo es un derecho y una obligación social y goza, en todas sus modalidades, de la especial protección del Estado. Toda persona tiene derecho a un trabajo en condiciones dignas y justas”.<sup>11</sup> Las personas que presentan alguna discapacidad, se ven afectadas al no poder acomodarse a las exigencias de la vida laboral, y si bien es cierto que en los últimos años algunas empresas en colaboración con sus departamentos de HSEQ han realizado mejoras considerables para facilitar un poco más la vida de las personas en situación de discapacidad, aún se quedan cortas, pues el número de empresas que ha optado por hacer estas adecuaciones es muy reducido, haciendo que para la persona en condición de discapacidad sea difícil cumplir con las tareas que deben desempeñar.

De acuerdo con estas circunstancias, se plantea dar una solución con la posibilidad de mejorar la calidad de estilo de vida de la persona. La propuesta consiste en realizar una prótesis transtibial que sea asequible a las escasas alternativas económicas con las que cuenta la población, asemejándose a una K3 que se encuentra en el mercado, cuyo precio de compra es muy alto.

---

<sup>11</sup> Constitución política de Colombia. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://www.corteconstitucional.gov.co/?bTy>. p. 17

## **1.3 OBJETIVOS**

### **1.3.1 Objetivo general**

Diseñar y construir una prótesis transtibial de bajo costo y movilidad en los planos sagital, frontal y transversal para un nivel de actividad física K3<sup>12</sup>, aportando a la misión de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, referente a la investigación, desarrollo y aplicación de conocimientos en el campo de la biomecánica, para dar respuesta a las necesidades de la población discapacitada, mejorando significativamente la calidad de vida de un paciente de bajos recursos.

### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Implementar un enfoque de diseño en Sistemas de Ingeniería para una prótesis transtibial funcional, de tal manera que su costo sea menor a una prótesis de control de similares características de movilidad.
- Diseñar y construir una prótesis que sea capaz de cumplir con un nivel de actividad física relativamente normal, que permita caminatas largas y pequeños ejercicios.
- Determinar la funcionalidad de la prótesis mediante pruebas del análisis dinámico de la marcha, con un paciente que haya sufrido amputación transtibial.

---

<sup>12</sup> Personas que pueden realizar un nivel de actividad física relativamente normal, como caminatas largas, pequeños ejercicios y demás.

- Limitar el peso de la prótesis a mil quinientos gramos (1.500 g) y un costo no superior a dos millones quinientos mil pesos (2'500.000) M/Cte., respectivamente.

#### **1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN**

Con el diseño y construcción de un nuevo modelo de prótesis transtibial de movilidad k3, se espera brindar una alternativa con parámetros de calidad y funcionalidad similares a los ofrecido por una de la misma referencia disponible en el mercado. El diseño tendrá en cuenta la movilidad en los planos sagital, frontal y transversal; brindando confort a la persona al momento, experimentando así una marcha lo más natural posible.

Con este nuevo modelo, se busca hacer más fácil la adquisición de una prótesis, minimizando los costos en materiales y manufactura, sintetizando mecanismos que logren acercarse al comportamiento biomecánico de las que se encuentran en el mercado, permitiendo así que el precio sea acorde al nivel económico de la población a la cual va dirigido este proyecto.

La movilidad de la persona portadora de esta prótesis cumplirá con la clasificación I de Pohjolainen<sup>13</sup> donde el discapacitado podrá desplazarse en casi cualquier superficie y sin otra ayuda externa. Las características importantes de la prótesis se basan en que esta sea liviana, cómoda, estable y de fácil adaptación al paciente en el momento de ser usada. Por tal motivo, se pretende que la misma sea ajustable de acuerdo con la fisionomía de la altura de la persona portadora.

---

<sup>13</sup> SCHOPPEN Tanneke. Physical, Mental, and Social Predictors of Functional Outcome in Unilateral Lower-Limb Amputees. [en línea]. [Citado: 21 febrero 2017]. Disponible en: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)04952-3/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)04952-3/pdf). pdf. 9 p

## 2. MARCO DE REFERENCIA

### 2.1 PRÓTESIS

Una prótesis es un dispositivo que se utiliza para que una persona compense la pérdida de una parte de su cuerpo. Por ejemplo, luego de la amputación de una pierna, se puede adaptar una pierna artificial, o prótesis, permitiendo así que la persona pueda volver a caminar.<sup>14</sup>

#### 2.1.1 Clasificación de prótesis transtibiales

ROMERO, Balvina<sup>15</sup>; sustenta que existen cinco tipos genéricos de prótesis, que dependen de la pretensión, necesidades y de las actividades que realiza el paciente:

**2.1.1.1 Prótesis Post operatoria.** Se utiliza en un lapso no mayor de veinticuatro horas después de haberse realizado la amputación. Son principalmente utilizadas por pacientes menores de edad o de buen estado de salud, en donde el miembro que fue amputado se dio por causas no traumáticas como tumores, traumas o infecciones.

**2.1.1.2 Prótesis Inicial.** Son empleadas cuando se han retirado las suturas de la cirugía o después de tratar el trauma. La fabricación de éstas se hace

---

<sup>14</sup> AMERICAN ORTHOPAEDIC FOOT & ANKLE SOCIETY. Prosthetics. [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Disponible en: <http://www.aofas.org/footcaremd/how-to/footwear/Pages/Prosthesis.aspx>

<sup>15</sup> ROMERO, Balvina. Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragenicular en humanos. Trabajo de ingeniera en diseño gráfico. Rio Bamba: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. pp. 19.

directamente en el muñón, técnica que dura entre la primera y cuarta semana posterior a la amputación.

**2.1.1.3 Prótesis Preliminar.** Para que el paciente presente una buena rehabilitación, es necesario que utilice este tipo de dispositivo para hacer un paso transitorio del acomodamiento al modelo definitivo. Esta prótesis permite la ambulación del paciente antes de que madure el muñón; para lo que se hace necesario el uso de varios calcetines protésicos, a medida que el miembro residual va perdiendo volumen con el transcurso del tiempo.

**2.1.1.4 Prótesis Definitiva.** Cuando el muñón ya se ha definido por completo y a partir de la experiencia que el paciente haya adquirido cuando usó la prótesis preliminar, se puede pensar en utilizar una prótesis definitiva, en la que él podrá utilizarla por un buen tiempo. Para este tipo de prótesis también es necesario el uso del calcetín protésico para impedir que no se lastime el muñón a causa de la fricción que se genera con el encaje del socket.

**2.1.1.5 Prótesis de propósito especial.** Este tipo de prótesis se hace para aquellas personas que llevaban un estilo de vida activo y que no quieren perder si ritmo de vida al que estaban acostumbrados.

## **2.1.2 Partes de una Prótesis Transtibial**

La persona que ha sufrido de una amputación transtibial necesita hacer uso de una prótesis que sea liviana, resistente y que soporte la actividad diaria sin provocar daños en la zona amputada a largo plazo. La prótesis debe ser ergonómica, en la

que cada una de sus partes sea la adecuada y se ajuste a las necesidades del paciente. Las partes de una prótesis son: encaje, pilón y tobillo - pie.<sup>16</sup>

**2.1.2.1 Socket.** Esta parte se ajusta al muñón, cuya forma depende de las medidas antropométricas que la parte amputada tenga el paciente, lo que la convierte en una pieza única de todo el conjunto que conforma la prótesis. La unión con el pilón se hace con el fin de poder transferir el peso del cuerpo a éste.

**2.1.2.2 Pilón.** Es la parte que soporta el peso del cuerpo, imitando la función de la tibia y peroné; además, es quien une el socket y la articulación de tobillo. Generalmente está elaborado en acero, aluminio, fibra de carbono o acero inoxidable.

**2.1.2.3 Tobillo– pie.** Se considera como la base de soporte de la prótesis. Además de soportar las cargas de compresión, almacena y distribuye las energías que se generan durante el ciclo de la marcha.

## 2.2 ANTROPOMETRÍA

La antropometría es un método no invasivo, práctico y sencillo, que busca estimar la composición corporal a partir de la medición de peso, talla, diámetros óseos, longitudes, perímetros y pliegues cutáneos<sup>17</sup>; con el fin de determinar funciones

---

<sup>16</sup> Below knee (Trantibial) prosthesis. [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Disponible en: <http://www.prostheticconcepts.ca/belowknee.pdf>

<sup>17</sup> Perfil Antropométrico. ¿Qué es la antropometría? [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Adaptado de: <http://perfilantropometrico.blogspot.com.co/2011/10/que-es-la-antropometria.html>

ergonómicas para diseñar equipos de seguridad, protección personal, considerando los límites físicos de del cuerpo.<sup>18</sup>

Para el desarrollo de las prótesis es importante conocer el dimensionamiento adecuado de las partes que constituyen el sistema, las proporciones y sus medidas cumplen una función importante en el diseño estructural, en la ergonomía y la biomecánica; donde se emplean datos estadísticos sobre la distribución de medidas corporales para optimizar el desarrollo del producto.<sup>19</sup> Estos datos estadísticos y la distribución de medidas se obtienen a partir de estudios realizados en el área de la antropometría biológica o física, donde las medidas estándares presentadas por estos estudios sirven para realizar los diseños de las alternativas<sup>20</sup>.

Para el caso de este trabajo de investigación, es necesario aclarar que las medidas estandarizadas no serán las definitivas, puesto que los ajustes o cambios realizados después de los diseños obtenidos se deben a requerimientos en la manufactura o si el cálculo estructural también lo requiere, pretendiendo que el modelo se adapte de la mejor forma posible al paciente X.

---

<sup>18</sup> MILLÁN, Lino; MONCADA, Alejandro y WALDEMAR, Engels. Instituto regional de estudios en sustancias tóxicas. Programa salud, trabajo y ambiente en América Central: Manual de medidas antropométricas. Serie salud, trabajo y ambiente. No. 18 (May., 2014). [en línea]. [Consultado 03 mayo 2017]. Adaptado de: <http://www.repositorio.una.ac.cr/bitstream/handle/11056/8632/MANUAL%20ANTROPOMETRIA.pdf?sequence=1>

<sup>19</sup> CAUDILLO, Gerardo. La antropometría como herramienta de diseño de órtesis y prótesis. En: foro de intercambio técnico científico multidisciplinario ortoprotético y rehabilitación. Vol 4 (2014). Adaptado de: <https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:QezsqAjP1ioJ:https://googlegroups.com/group/disenio-industrial-ucc/attach/d95a61b5266b8f9c/antropometria%2520pie.doc%3Fpart%3D0.1+%&cd=5&hl=es-419&ct=clnk&gl=co>

<sup>20</sup> MALINA, Robert. Antropometría. [en línea]. [consultado: 03 mayo 2017]. Adaptado de: <https://g-se.com/antropometria-718-sa-A57cfb2717a7cc>

## 2.3 BIOMECÁNICA

La biomecánica es la disciplina científica que se encarga de a estudiar el comportamiento mecánico del cuerpo cuando está realizando alguna actividad, ya sea en la vida cotidiana, el trabajo, el deporte, etc., cuyo objetivo es resolver los problemas a las que se ve sometido en las distintas condiciones.<sup>21</sup> “Para estudiar los efectos de dicha actividad, la biomecánica utiliza los conocimientos de la mecánica, la medicina, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas.”<sup>22</sup>

Actualmente está involucrada en cinco disciplinas la biomecánica médica, encargada de generar soluciones que aquejan al ser humano; la fisioterapéutica, la cual evalúa y mejora las disfunciones del sistema musculoesquelético; la deportiva, cuyo objetivo es el de investigar las variables de desempeño del cuerpo para mejorar el rendimiento y reducir la aparición de lesiones durante la práctica deportiva; la forense, donde se aplican conceptos biomecánicos con el fin de establecer qué mecanismos fueron los causantes que produjeron las lesiones; y la ocupacional, que a partir del estudio del cuerpo en los distintos ámbitos, adaptándolos a las distintas necesidades y capacidades<sup>23</sup>:

Esta investigación se centró en la biomecánica ocupacional, ya que, a partir del estudio de la biomecánica del tobillo y del pie, fue posible diseñar un mecanismo que fuera capaz de simular la movilidad que estos durante la marcha

---

<sup>21</sup> Mibienestar.es. Biomecánica. [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Adaptado de: <http://www.mibienestar.es/salud/2-general/2-biomecanica.html>

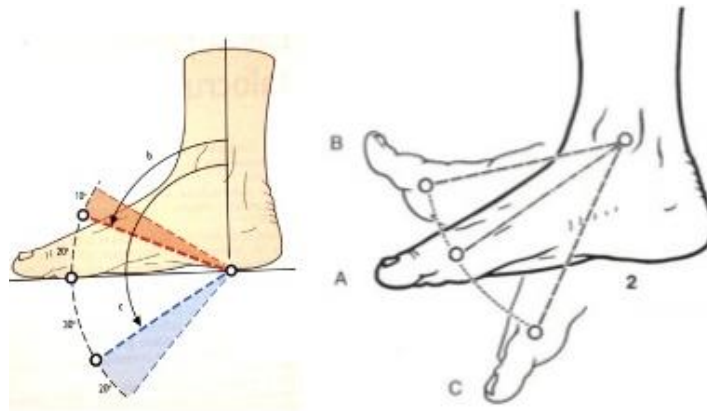
<sup>22</sup> VERA, P. La biomecánica deportiva. En: Monografía de la serie Deportes. Málaga, 1994. p. 361-369.

<sup>23</sup> WIKIPEDIA. Biomecánica. [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Disponible en: [https://es.wikipedia.org/wiki/Biomec%C3%A1nica#cite\\_ref-3](https://es.wikipedia.org/wiki/Biomec%C3%A1nica#cite_ref-3)

### 2.3.1 Biomecánica del tobillo

La articulación del tobillo es considerada como la reina de las articulaciones del pie, porque soporta la mayor carga del cuerpo humano. Por ejemplo, durante la fase final del ciclo de marcha, ésta debe soportar un rango promedio de cinco a siete veces el peso corporal. La movilidad primaria se desarrolla en el plano sagital de la articulación del tobillo, con un rango promedio de flexo-extensión de  $43^{\circ}$ - $63^{\circ}$ , siendo necesarios  $30^{\circ}$  de este arco para tener una marcha estable.<sup>24</sup>

**Figura 1.** Flexo-extensión del tobillo



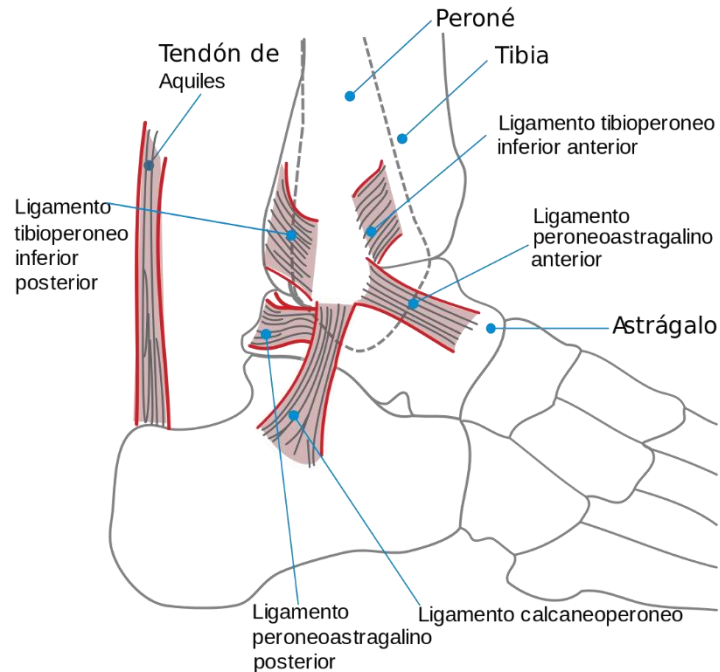
Fuente: Olmos, Douglas. Biomecánica del tobillo. [en línea]. [Consultado: 14 de mayo 2017]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/TraumaHCM/biomecnica-del-tobillo>.

La articulación tibioperoneoastragalina, ver Figura 2, es la articulación de mayor importancia en el ciclo de la marcha, de donde sólo son necesarios  $10^{\circ}$  para que el pie realice flexión plantar y  $20^{\circ}$  para la flexión dorsal. Cuando se realiza la actividad

<sup>24</sup> SOUS SÁNCHEZ, José, et al. Bases biomecánicas del tobillo. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [https://acceda.ulpgc.es:8443/bitstream/10553/5753/1/0514198\\_00024\\_0002.pdf](https://acceda.ulpgc.es:8443/bitstream/10553/5753/1/0514198_00024_0002.pdf)

física de correr, se precisa un aumento del rango de flexión dorsal; mientras que para subir y bajar escaleras es necesario un aumento de ambos.<sup>25</sup>

**Figura 2.** Articulación tibioperoneoastragalina

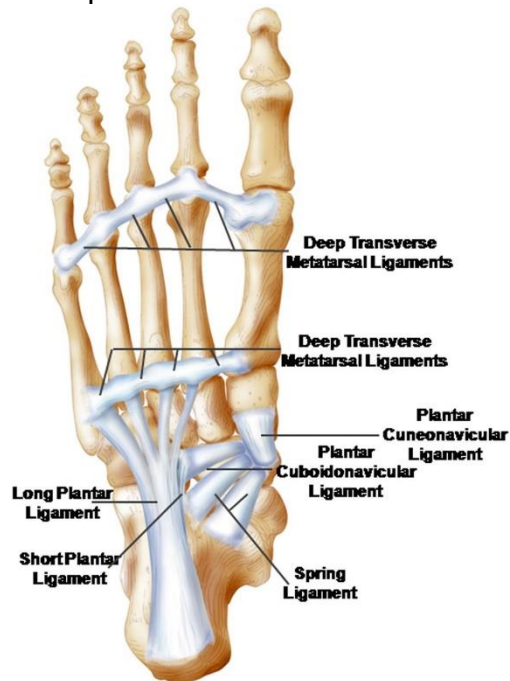


Fuente: Foro: Wikimedia. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d8/Ankle\\_es.svg/1068px-Ankle\\_es.svg.png](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d8/Ankle_es.svg/1068px-Ankle_es.svg.png)

En la Figura 3 se aprecia el pie con sus articulaciones visto desde el plano transversal, el cual, según SOUS, en su trabajo de las Bases biomecánicas del tobillo, explica que éste junto con sus articulaciones tienen un consumo mínimo de energía, fenómeno debido a la transferencia progresiva, eficaz y cíclica de la carga del peso corporal desde el retropié hacia el antepié durante el segundo ciclo de marcha.

<sup>25</sup> CARRASCO, F. Anatomía y biomecánica del tobillo. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Adaptado de: [http://www.academia.edu/9512144/ANATOMIA\\_Y\\_BIOMECANICA\\_DEL\\_TOBILLO](http://www.academia.edu/9512144/ANATOMIA_Y_BIOMECANICA_DEL_TOBILLO)

**Figura 3.** Articulaciones del pie



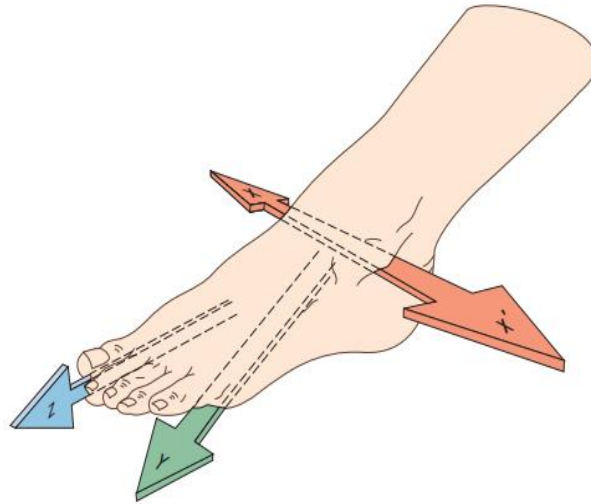
Fuente: MCKEON, Patrick et al. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. [en línea]. [Consultado: 15 mayo 2017]. Disponible en: <http://bjism.bmj.com/content/bjsports/49/5/290.full.pdf>

En la Figura 4 se aprecia tres ejes están perpendiculares del pie. Cuando éste se encuentra en una posición de referencia, según Viñas Inés<sup>26</sup>, los movimientos que realiza se ven condicionados respecto a cada uno de los planos:

---

<sup>26</sup> VIÑAS, Inés. Movimientos del tobillo y pie. [en línea]. [Consultado: 15 mayo 2017]. Adaptado de: <https://tobilloypie.wordpress.com/2015/11/22/ejes-del-movimiento-de-tobillo-y-pie/>

**Figura 4.** Los tres ejes principales del complejo articular del pie

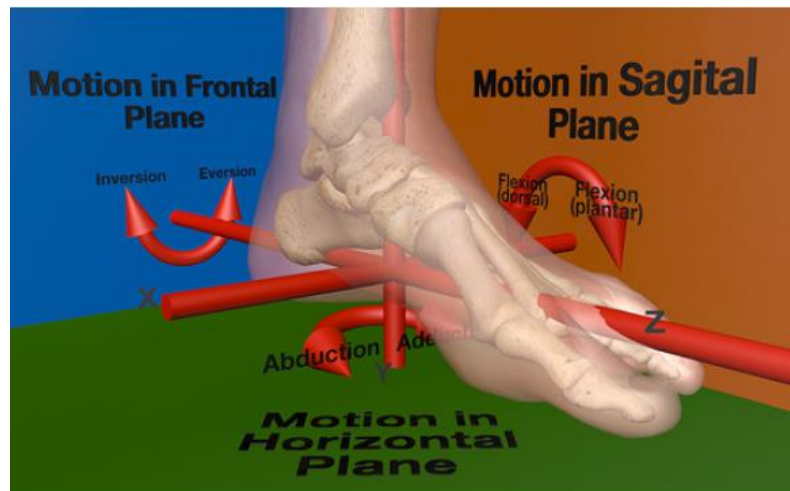


Fuente: SOUS, José et al. Bases biomecánicas del tobillo. [en línea]. Consultado: 28 febrero 2017]. Disponible en: [http://repositorio.ulpgc.es/bitstream/10553/5753/1/0514198\\_00024\\_0002.pdf](http://repositorio.ulpgc.es/bitstream/10553/5753/1/0514198_00024_0002.pdf)

Los movimientos de flexoextensión del pie, realizados en el plano sagital, son condicionados por el eje de la articulación tibiotarsiana; mientras que, los movimientos de aducción-abducción, son efectuados en el plano transversal y condicionados por el eje longitudinal de la pierna; y los movimientos de pronación y supinación son condicionados por el eje longitudinal del pie perteneciente al plano sagital.

En la Figura 5 se detallan los movimientos de inversión, eversión, dorsiflexión, plantar flexión, abducción y aducción que realiza el tobillo en los planos frontal, sagital y frontal.

**Figura 5.** Movimientos del tobillo en los tres planos



Fuente: Snedeker, Jess; WIRTH, Stephan y ESPINOSA, Norman. Biomechanics of the normal and arthritic ankle joint. ScienceDirect [en línea]. [Consultado: 15 mayo 2017]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2012.08.001>. Pdf

**2.3.1.1 Fuerzas en la articulación del tobillo** La articulación del tobillo soporta aproximadamente cinco veces la fuerza del peso corporal durante la marcha normal y, una fuerza de hasta trece veces el peso corporal durante actividades físicas. El ciclo de la marcha humana se describe en tres fases<sup>27</sup>:

En la primera fase, el momento de dorsiflexión controla la rotación del pie e impide que el pie toque el suelo. En la segunda fase, hay un momento flexor plantar, instante en el que los dorsiflexores del tobillo se contraen excéntricamente para permitir la progresión hacia adelante del vástago sobre el pie. En la tercera fase, el momento de flexión plantar continúa con los flexores plantares que se contraen concéntricamente hacia la punta del pie.

---

<sup>27</sup> BROCKETT, Claire y CHAPMAN, Graham. Biomechanics of the ankle. [en línea]. [Consultado 15 mayo 2017]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4994968/pdf/main.pdf>. pdf. p.236

A medida que aumenta la velocidad de la marcha, los patrones cinéticos en perfil del tobillo permanecen similares, pero las magnitudes son mayores. La máxima potencia de la articulación del tobillo se genera aproximadamente en el 50% del ciclo de la marcha, en la fase del balancín del antepié, proporcionando la generación de energía de los flexores plantares requeridos para que el miembro inferior propulse el cuerpo hacia adelante. La exploración de las presiones bajo carga estática con el tobillo en posiciones que reflejan las fases del ciclo de la marcha, indica que las presiones de contacto son generalmente mayores en flexión plantar que en dorsiflexión.<sup>28</sup>

### **2.3.2 Marcha humana**

Para comprender la marcha humana, se debe saber qué es un paso completo. El paso completo es el período que da inicio cuando un pie tiene contacto con el suelo y termina cuando la misma extremidad realiza el mismo contacto.<sup>29</sup>

El Doctor Pedro Vera<sup>30</sup>, describe que la marcha presenta dos fases importantes (ver Figura 6), el apoyo y balanceo, quienes, durante la ejecución de esta actividad física, se van alternando de una pierna a otra. Es así, que durante la fase de apoyo se presentan dos momentos: el sencillo, en el que un solo pie está en contacto con el suelo; y el doble, que se caracteriza porque ambos pies se encuentran en contacto con la superficie. Por lo que se concluye que caminar y correr se diferencian por la ausencia de un período de doble apoyo.

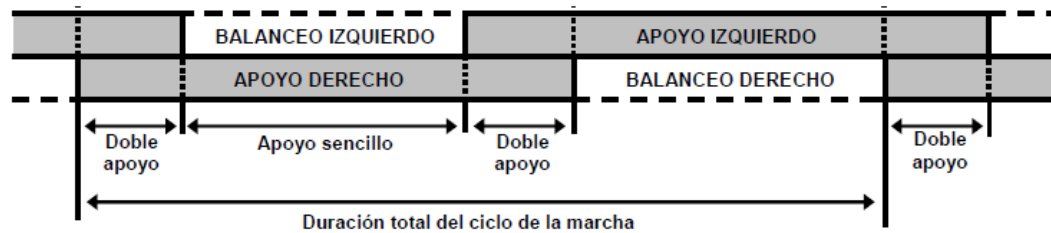
---

<sup>28</sup> MARCO, Carmen. Cinesiología de la marcha humana normal. [en línea]. [Consultado: 15 mayo 2017]. Adaptado de: <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>

<sup>29</sup> NOGUERAS, Martín. Fases de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Adaptado de: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>

<sup>30</sup> VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: < [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf) >. pdf. p. 37-46

**Figura 6.** Componentes de la marcha



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

La fase de apoyo comprende el 60% del tiempo que gasta durante del ciclo de marcha. Se la Figura 7 se aprecia que esta fase se caracteriza por el contacto del talón con el suelo; apoyo plantar, momento en que el antepié toca el suelo; apoyo medio, cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie; elevación del talón, instante en el que el talón se eleva del suelo; y despegue pie, en el que los dedos se elevan del suelo.

**Figura 7.** Fase de apoyo

La fase de apoyo se divide en 5 subfases **contacto del talón**, **apoyo plantar**, **apoyo medio**, **elevación del talón** y **despegue del pie**.

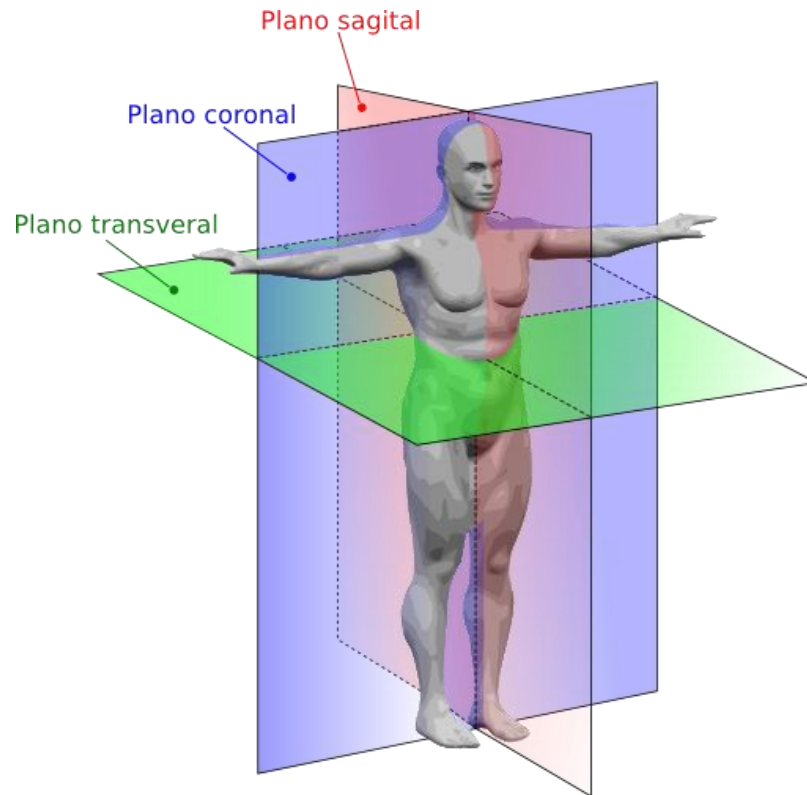


Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

La fase de balanceo comprende el 40% del tiempo consumido durante el ciclo de marcha, dividiéndose en tres momentos: el balanceo inicial o aceleración, en el que el extremo de la pierna acelera rápidamente cuando los dedos dejan de tocar el suelo; el balanceo medio o intermedio, que se presenta cuando la pierna en movimiento sobre pasa a la de apoyo; y el apoyo final o desaceleración, momento en que la pierna desacelera cuando llega al final del intervalo.

### 2.3.2.1 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital

**Figura 8.** Planos corporales



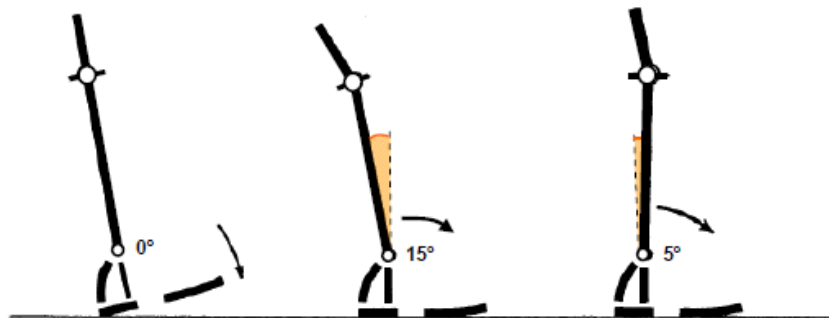
Fuente: WIKIWAND. Sectional planes. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017].  
Disponible en: [http://www.wikiwand.com/pt/Plano\\_sagital](http://www.wikiwand.com/pt/Plano_sagital)

Tres intervalos rigen el análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital, donde se estudia el comportamiento de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en cada una de las fases:

**A) Intervalo 1.** Acontece cuando el talón entra en contacto con el suelo y el punto de apoyo medio.

- **Tobillo:** La figura 9 se evidencia que, cuando el talón toca el suelo, la articulación se encuentra en posición neutra entre la dorsiflexión y la flexión plantar. Paralelamente, el tobillo inicia a moverse en dirección de la flexión plantar, generando que dicha articulación se mueva  $15^\circ$  hacia ésta, apoyando la planta del pie en el suelo; al momento de llegar a la fase media, en un corto tiempo el tobillo se aproxima  $5^\circ$  para dorsiflexión.

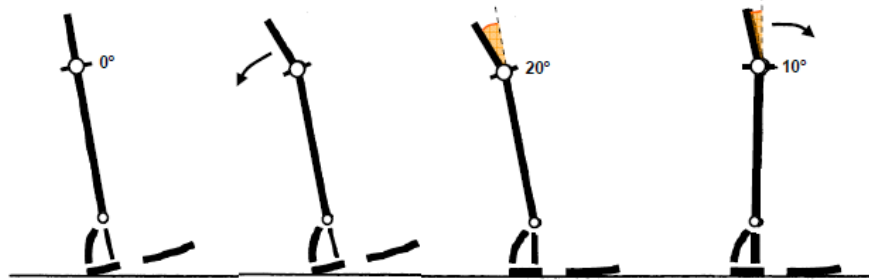
**Figura 9.** Estudio cinemático del tobillo en el intervalo 1 de la marcha



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

- **Rodilla:** En la figura 10 se muestra que, antes que el talón entre en contacto con el suelo, la rodilla se encontrará completamente extendida; en el momento que el talón toca el suelo, ésta se flexiona hasta que el pie consiga la posición plana; después de haber alcanzado dicha posición, la articulación tendrá  $20^\circ$  de flexión e iniciará a extenderse hasta alcanzar un ángulo aproximado de  $10^\circ$  de flexión.

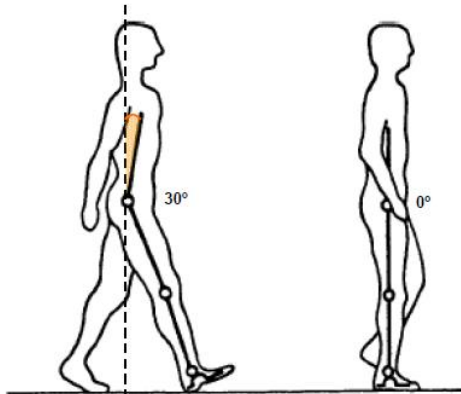
**Figura 10.** Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo 1 de la marcha



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

- **Cadera:** La figura 11 describe que, durante el contacto del talón con el suelo, la cadera estará a  $30^\circ$  de flexión, la cual seguirá extendiéndose disminuyendo su ángulo a un valor de  $20^\circ$  para conseguir que el pie quede en posición plana respecto a la superficie. Por último, la cadera quedará en posición neutral en el justo momento que el pie está en esa posición e inicia el apoyo medio.

**Figura 11.** Estudio cinemático de la cadera en el intervalo 1 de la marcha

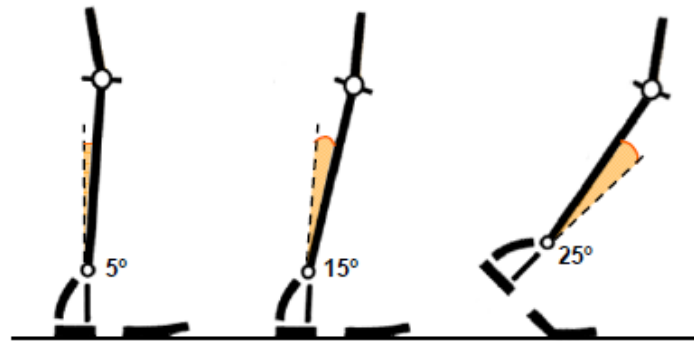


Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

**B) Intervalo 2.** Las articulaciones se moverán en el plano sagital en el momento que ocurre el apoyo medio y el despegue del pie del suelo.

- **El tobillo:** En la Figura 12 se muestra que, cuando el tobillo se encuentra en apoyo medio, pasa rápidamente a 5° de dorsiflexión, quien seguirá moviéndose hasta alcanzar un ángulo de 15° hasta alcanzar que el talón se despegue del suelo. Cuando el talón se eleva y se despegar el pie de la superficie, el tobillo se moverá rápidamente 35° y la articulación alcanzará 20° de flexión plantar.

**Figura 12.** Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

- **La rodilla:** La figura 13 muestra que, al estar en apoyo medio la rodilla, ésta tendrá un ángulo de 10° de flexión, extendiéndose hasta llegar a los 4° de extensión completa, momento en el cual el talón va a dejar de estar en contacto con el suelo, completa la extensión completa y se mueve a 40° de flexión para que el pie despegue del suelo.

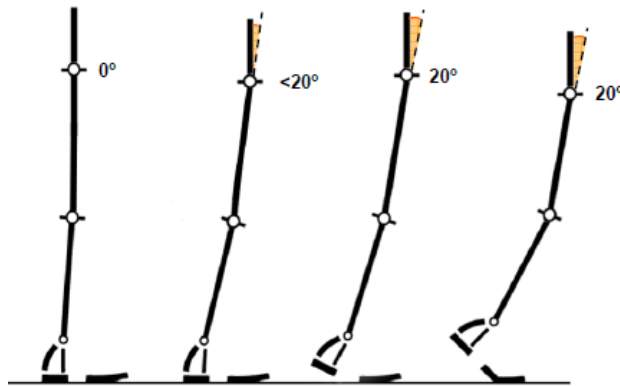
**Figura 13.** Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo 2 de la marcha



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

- **La cadera:** La Figura 14 muestra que la articulación se encontrará en posición neutra cuando esté en apoyo medio y seguirá extendiéndose hasta alcanzar un ángulo máximo de hiperextensión de  $20^\circ$ , haciendo que el talón se desprege del suelo. En el momento cuando el pie ya no está en contacto con el suelo, la cadera estará en posición neutra moviéndose en dirección a la flexión.

**Figura 14.** Estudio cinemático de la cadera en el intervalo 2 de la marcha



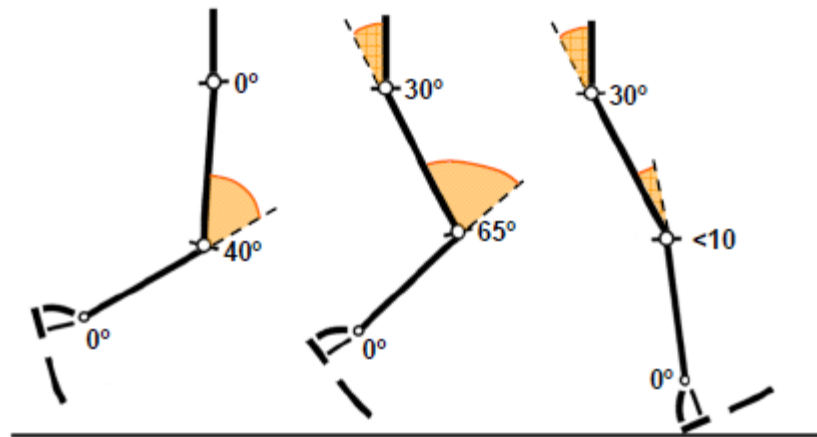
Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

**C) Intervalo 3.** Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo, mostrados en la Figura 15.

- **Tobillo:** En el balanceo, el pie retoma la posición neutra, la cual se mantendrá durante esta etapa.
- **Rodilla:** La rodilla se flexionará de su posición inicial, aproximadamente  $40^\circ$ , a un ángulo de flexión máxima de  $65^\circ$ , este suceso ocurre entre el despegue del pie del suelo y la parte media del balanceo; ésta continuará extendiéndose por completo hasta el último instante del balanceo.

- **Cadera:** En la etapa de balanceo, la cadera se flexiona y manteniendo una posición aproximadamente de 30°.

**Figura 15.** Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo 3 de la marcha



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). p. 37-46

## 2.4 AMPUTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR

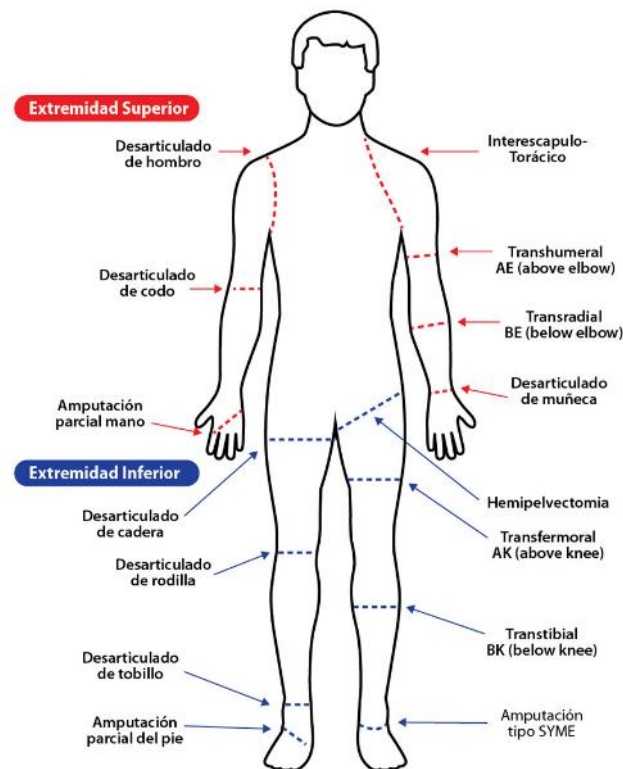
La amputación es la eliminación completa y definitiva, parcial o total de una extremidad. Se conocen dos tipos de amputación: la amputación por extirpación, que consiste en la remoción de la porción de la extremidad para eliminar el estado patológico; y la reconstrucción, que busca establecer un órgano distal apropiado, desde el punto de vista motor y sensitivo, para el manejo protésico y la restauración de la función.<sup>31</sup>

<sup>31</sup> OCAMO, Mary; HENAO, Lina y VÁSQUEZ, Lorena. Amputación de miembro inferior: Cambios funcionales, inmovilización y actividad física. [en línea]. [consultado 16 mayo 2017]. Disponible: [http://www.urosario.edu.co/urosario\\_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955f-a671bbc97c45.pdf](http://www.urosario.edu.co/urosario_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955f-a671bbc97c45.pdf)

## 2.4.1 Tipos de amputación

La determinación del lugar y el tipo de amputación es la tarea principal del ortopedista, la cual debe ser lo más distal posible para que la curación resulte benefactora para el paciente. Los diferentes niveles de amputación de miembro inferior que se evidencian en la Figura 7 y, que se reconocen son: amputación parcial del pie, de Syme, transtibial, transfemoral; desarticulación del tobillo, la rodilla, la cadera y hemipelvectomia.<sup>32</sup>

**Figura 16.** Niveles de amputación



Fuente: CENTRO BIÓNICO. Niveles de amputación. [en línea]. [Consultado 16 mayo 2017]. Disponible en: <http://centrobionico.com/pages/protesis.php>

<sup>32</sup> FERNÁNDEZ, Oscar; GOZÁLES, Ángel. Amputación, desarticulación: Definición, indicadores; niveles de amputación en miembro superior e inferior: Tipos. [en línea]. [Consultado: 16 mayo 2017]. Adaptado de: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-doc/clase18.pdf>

**2.4.1.1 Amputación transtibial (por debajo de rodilla).** En esta amputación se cortan la tibia y el peroné. Para la adaptación protésica se necesitan un pie protésico, adaptadores y elementos de unión con el encaje protésico. Puede ser de tipo proximal, media y distal, teniendo un plano de corte que pasa por la tibia y peroné; lo apropiado en una amputación transtibial es dejar un muñón aproximadamente de siete a quince centímetros.<sup>33</sup>

**Figura 17.** Amputación transtibial



Fuente: OTTOBOCK. Amputación transtibial. [en línea]. [Consultado 16 mayo 2017]. Disponible en: <<http://www.ottobock.es/protesica/informaci%C3%B3n-para-amputados/de-la-amputaci%C3%B3n-a-la-rehabilitaci%C3%B3n/altura-de-la-amputaci%C3%B3n/>>.

**2.4.1.2 Clases de prótesis transtibiales de acuerdo con el socket ajustable.** Astrid Moreno<sup>34</sup>, menciona que existen tres tipos de socket dependiendo


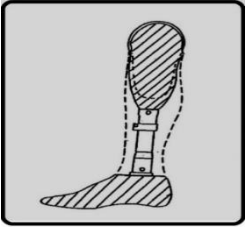
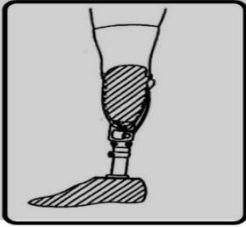
---

<sup>33</sup> ACOSTA, Mauricio. Amputación En: Terapia quirúrgica. [en línea]. [consultado: 16 mayo 2017]. Adaptado de: <http://terapiaquirujica.blogspot.com.co/2012/01/amputacion.html>

<sup>34</sup> MORENO, Astrid. desarrollo de un socket para amputación transtibial adaptable a los cambios de volumen del muñón. Modalidad práctica empresarial. Empresa líneas hospitalarias S.A.S.

del confort que requiera el usuario. Las características y figuras de cada uno de éstos se aprecian en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Socket transtibial y sus características

NOMBRE	CARACTERÍSTICAS
<p>Soporte para el tendón rotuliano (PTB)</p>  <p>Fuente: grupo ortopédico LAAR. Prótesis tipo p. T. B. Con corselete por abajo de la rodilla.</p>	<p>Este socket cubre la mitad distal de la rótula es cubierta por el borde anterior y la mitad de los cóndilos femorales, mejorando la estabilidad en el plano lateral; mientras que la pared posterior se encuentra ubicada al nivel de la línea articular de la rodilla. Una característica importante es que gracias a que este encaje está siempre en contacto con el muñón, soporta todo el peso del miembro y, ejercen el control sobre la prótesis.</p>
<p>Cubrimiento de los cóndilos (KBM)</p>  <p>Encaje KBM Fuente: Guía descriptiva de orto prótesis. Tomo 3</p>	<p>Mejora la estabilidad mediolateral de la articulación de rodilla. Al nivel de la interlínea articular, llega la pared anterior del socket. Las paredes laterales envuelven la rótula para asegurar la estabilidad mediolateral. El apoyo se realiza en el tendón rotuliano y en toda la superficie del muñón.</p>
<p>Suspension del Socket por Silicona (3S)</p>  <p>Encaje 3S Fuente: Guía descriptiva de orto prótesis. Tomo 3</p>	<p>En el interior del socket se encuentra un sistema de silicona, además, el extremo distal tiene un sistema de fijación compuesto por un vástago que se ensambla dentro del anillo situado en el socket. La suspensión es el resultado de la capacidad de adherencia de la silicona con la piel y el encaje duro que está en la zona distal.</p>

Bucaramanga, 2016. Trabajo de grado (Diseñadora Industrial). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico-mecánicas.

### **3. DISEÑO METODOLÓGICO**

La investigación presentada en este trabajo siguió el método de diseño desarrollado por la NASA (NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon), el cual empieza con la observación e identificación del problema, seguidamente se formularon y plantearon las posibles soluciones de los componentes integrantes del modelo que constituye diseño, las cuales fueron sometidos a un estudio y análisis, permitiendo lograr un sistema funcional que sirviera como la solución más eficiente y adecuada al problema antes descrito.

El desarrollo del método en las primeras fases es de tipo exploratorio, donde se buscó información en el mercado existente, documentos base, investigaciones y todo tipo de material referente a prótesis transtibiales. Esto con el objetivo de contribuir al desarrollo indicado de la propuesta de solución, siendo esta fase de gran importancia, porque permitió identificar los componentes, falencias y mejoras que se pudieran realizar en el diseño de la propuesta definitiva. Además, en estas fases iniciales se abarcaron las diferentes variables que tenían una importancia en las siguientes etapas. Las variables identificadas en las primeras fases fueron analizadas y calificadas con el fin de obtener los parámetros de diseño adecuados.

#### **3.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO**

##### **3.1.1 Calidad**

Partiendo del concepto de que la calidad del producto es la percepción que el usuario tiene acerca de este, se debe fijar la conformidad que va a tener y la

capacidad para satisfacer las necesidades de la persona con relación al estilo de vida que lleve<sup>35</sup>. Es por esto que, para cumplir y mantener enlazados los costos y la satisfacción del cliente, se realizó una planificación estricta en los procesos de diseños y manufactura de la prótesis.

### **3.1.2 Capacidad Carga**

El factor de carga influye directamente en el diseño a construir y define la capacidad de carga. Los Factores de carga tienen el propósito de incrementar las cargas con el fin de tener en cuenta las incertidumbres implicadas que se presentan cuando se estiman las magnitudes de las cargas vivas, muertas y accidentales durante la vida útil de una estructura.<sup>36</sup>

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, los elementos de la prótesis se diseñaron por impacto, estableciendo que el diseño fuera más conservativo y verificando el factor de seguridad que se manejaría en el sistema. Esto se logró por medio de un software especializado en la realización de análisis mediante el método de los elementos finitos. Para tal fin se empleó el software Solidworks.

Para combinaciones que incluyan exclusivamente acciones permanentes y variables, el factor de carga,  $F_c$ , será de 1.4<sup>37</sup>

---

<sup>35</sup> SALDAÑA, Jorge. Conceptualización de calidad. [en línea]. [Consultado: 29 abril 2017]. Adaptado de: <http://www.degerencia.com/articulo/conceptualizacion-de-calidad>

<sup>36</sup> Arqhys. Propósito de los factores de carga. [en línea]: [Consultado: 29 abril 2017]. Adaptado de: <http://www.arqhys.com/arquitectura/factores-decarga.html>

<sup>37</sup> ARQHYS. Factores de carga. [en línea]. [Citado: 29 abril, 2017]. Disponible en: <http://www.arqhys.com/construccion/carga-factores.html>

### **3.1.3 Movilidad**

La movilidad fue parte de los objetivos principales del proyecto, por lo tanto, esta variable fue de especial cuidado; ya que los diseños del sistema y los componentes se basaban en tener una articulación más eficiente para lograr un mejor desempeño durante la marcha. Una vez construida la prótesis se realiza un estudio del análisis de marcha, en un laboratorio que contaba con los equipos necesarios para el estudio cinemático de las diferentes partes del cuerpo durante esta actividad física, verificando así la movilidad que el paciente realiza cuando se articula a la prótesis, le permite mayor libertad en la ejecución de los movimientos al caminar.

### **3.1.4 Costo**

El objetivo de mayor relevancia en este proyecto se fundamentó en mejorar la movilidad que puede realizar una persona usando una prótesis transtibial, buscando alcanzar el mejor desempeño posible a un bajo costo de producción.

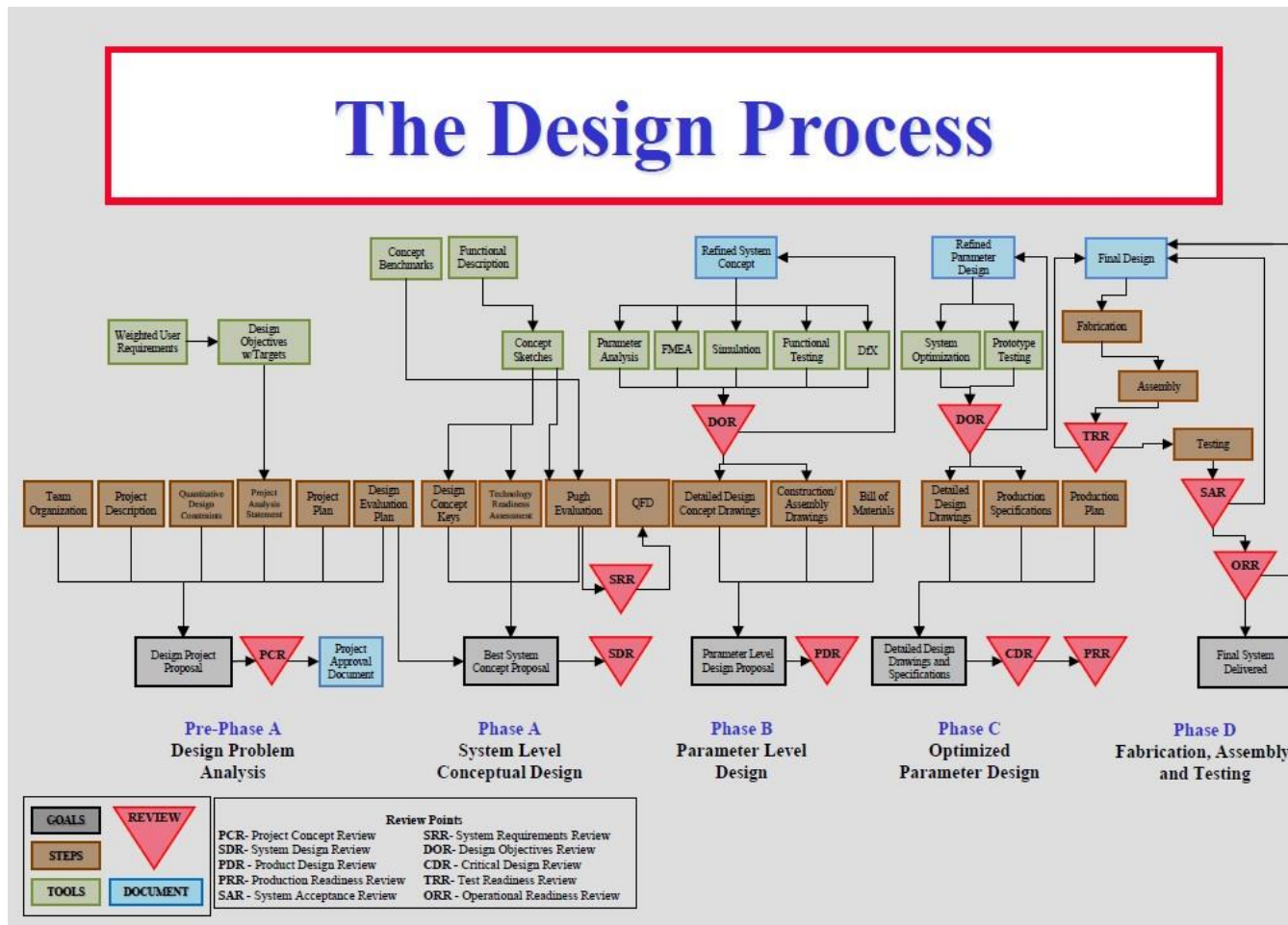
#### 4. PROCESO DE DISEÑO BASADO EN EL MÉTODO DE LA NASA

El proceso de diseño se basó en el cumplimiento metodológico de las siguientes fases: **Pre-Fase A**, en la que se define el problema, el cual fue estudiado y analizado detalladamente; posteriormente se continúa con la **Fase A**, que consistió en el diseño conceptual, generando ideas, presentando alternativas y por último la discriminación de éstas para llegar a la selección y mejoramiento de la alternativa ganadora; el siguiente paso a ejecutar fue la **Fase B**, donde se parametrizó el concepto de diseño por medio de simulaciones virtuales y cálculos tipo, siguiendo a continuación con la **Fase C**, en donde se realizaron las correcciones finales, obteniendo así el diseño definitivo; por último se llega a la **Fase D**, o del producto definitivo, que es el compendio de la fabricación, ensamble y pruebas de laboratorio del sistema.<sup>38</sup>

---

<sup>38</sup> GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghton, Michigan: Michigan Technological University. p. 1118.

Figura 18. El proceso de diseño

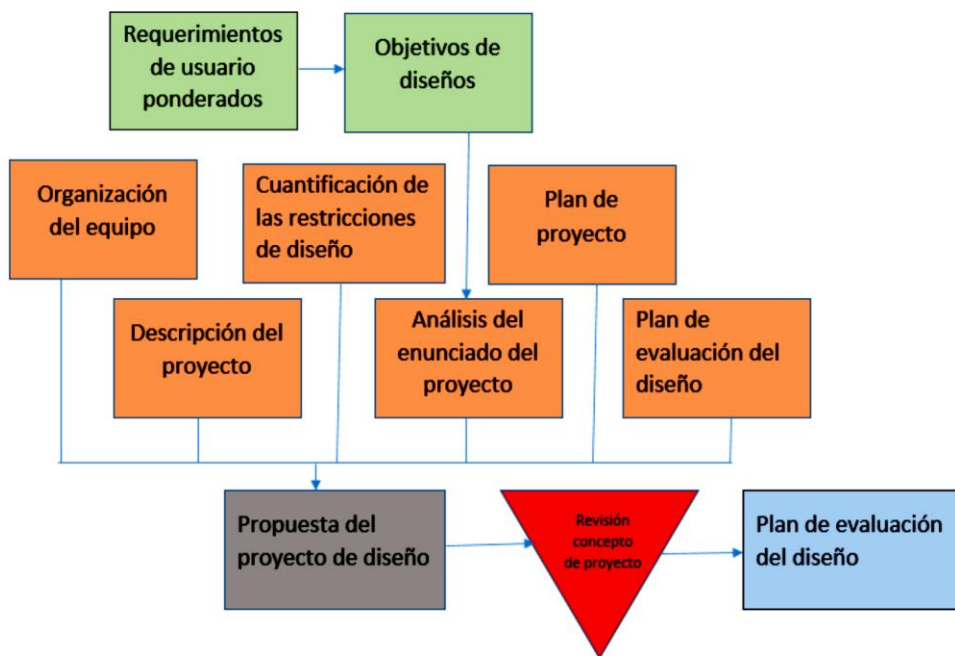


Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Design. Houghton, Michigan: Michigan Technological University.

## 4.1 PRE-FASE A

Consiste en realizar la propuesta de diseño del proyecto y, comprende los siguientes pasos: organización del equipo, restricciones cuantitativas de diseño, declaración de análisis del proyecto, planificación de proyectos y plan de evaluación de diseño. Las herramientas a tener en cuenta son los requisitos ponderados del usuario y los objetivos de diseño.

**Figura 19.** Pre-Fase A



Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghon, Michigan: Michigan Technological University.

### 4.1.1 Requerimientos ponderados del usuario

A partir de los requerimientos más comunes exigidos por las personas, se elaboró una lista para el desarrollo del producto:

- Movilidad
- Durabilidad.
- Fácil limpieza.
- Independencia al caminar.
- Desarmable.
- Ergonómica.
- Segura.
- Bajo costo.

En la Tabla 2 se organizaron los requerimientos de mayor a menor y se clasificaron con una valoración según el nivel de importancia esperado por el paciente:

**Tabla 2.** Orden de los requerimientos

REQUERIMIENTOS DEL USUARIO	PONDERACIÓN
Ergonomía	10
Movilidad	10
Seguridad	8
Bajo costo	7
Durabilidad	7
Independencia al caminar	5
Estabilidad	4
Calidad	3
Fácil de limpiar	2
Desarmable	1

Conociendo el nivel de importancia de cada uno de los requerimientos solicitados por el usuario y los definidos por los profesionales expertos en el tema, se parametrizaron las variables que se debía tener en cuenta a la hora de realizar el diseño, de manera tal que el diseño fuese el más apropiado. Para la valoración de cada uno de los requerimientos se tuvo en cuenta la similitud con los parámetros, determinando así los factores de mayor importancia a la hora de diseñar.

**Tabla 3.** Valoración de los requerimientos

		Movilidad en los planos	Materiales económicos	Mimetizar la biomecánica del tobillo	Estabilidad en la marcha	Durabilidad	Ajustable	Ergonómica	Manufactura rápida	Funcional
<b>Ergonomía</b>	10	9	9	9	9	1	9	9	5	9
<b>Movilidad</b>	10	9	5	9	9	5	9	9	9	9
<b>Seguridad</b>	8	5	9	9	9	9	9	9	9	9
<b>Bajo costo</b>	7	0	9	5	5	5	5	5	9	5
<b>Durabilidad</b>	7	1	9	9	1	9	5	5	9	5
<b>Independencia al caminar</b>	5	9	0	9	9	1	0	9	5	9
<b>Estabilidad</b>	4	9	9	9	9	0	5	9	9	9
<b>Fácil mantenimiento</b>	3	1	9	9	1	9	9	9	9	0
<b>Fácil de limpiar</b>	2	0	1	5	0	1	0	0	1	0
<b>Estética</b>	1	0	1	5	0	0	5	0	9	0

**Tabla 4.** Niveles de relevancia

<b>0</b>	Irrelevante
<b>1</b>	Poco relevante
<b>5</b>	Relevantemente medio
<b>9</b>	Relevantemente alto

**Tabla 5.** Ponderación de los requerimientos

		Movilidad en los planos	Materiales económicos	Mimetizar la biomecánica del tobillo	Estabilidad en la marcha	Durabilidad	Ajustable	Ergonómica	Manufactura rápida	Funcional
<b>Ergonomía</b>	10	90	90	90	90	10	90	90	50	90
<b>Movilidad</b>	10	90	50	90	90	50	90	90	90	90
<b>Seguridad</b>	8	40	72	72	72	72	72	72	72	72
<b>Bajo costo</b>	7	0	63	35	35	35	35	35	63	35
<b>Durabilidad</b>	7	7	63	63	7	63	35	35	63	35
<b>Independencia al caminar</b>	5	45	0	45	45	5	0	45	25	45
<b>Estabilidad</b>	4	36	36	36	36	0	20	36	36	36
<b>Fácil mantenimiento</b>	3	3	27	27	3	27	27	27	27	0
<b>Fácil de limpiar</b>	2	0	2	10	0	2	0	0	2	0
<b>Estética</b>	1	0	1	5	0	0	5	0	9	0
<b>TOTAL</b>		<b>311</b>	<b>404</b>	<b>473</b>	<b>378</b>	<b>264</b>	<b>374</b>	<b>430</b>	<b>437</b>	<b>403</b>

Partiendo de la similitud entre los requerimientos que se deben tener en cuenta a la hora de realizar el diseño solicitado por el usuario y los parámetros, se pudo determinar que los parámetros que tienen una mayor importancia son el de la mimetización biomecánica del tobillo, manufactura rápida y la ergonomía. Estos parámetros de mayor importancia se convirtieron en las variables más importantes a la hora de realizar el diseño.

#### 4.1.2 Constantes del diseño

En la Tabla 6 se muestran los valores límites aceptables, basados a los parámetros de mayor importancia y los objetivos del proyecto, sin desviar la intención del

proyecto y teniendo en cuenta el requerimiento de diseño referente a la calidad para que las alternativas a plantearse tengan en cuenta los valores de las constantes.

**Tabla 6.** Constantes del diseño

<b>CONSTANTE</b>	<b>MÉTODO DE MEDICIÓN</b>	<b>OBJETIVO</b>	<b>VALOR LÍMITE ACEPTABLE</b>
<b>PESO</b>	Peso del sistema [g]	1.200 [g]	1.500 [g]
<b>MOVILIDAD</b>	Grados de movimiento angular en el plano sagital [grados]	30	25-40
	Grados de movimiento angular en el plano frontal [grados]	10	5-15
	Grados de movimiento angular en el plano transversal [grados]	20	17-25
<b>CAPACIDAD DE CARGA</b>	Resistencia al impacto	4700	5000

## 4.2 FASE A

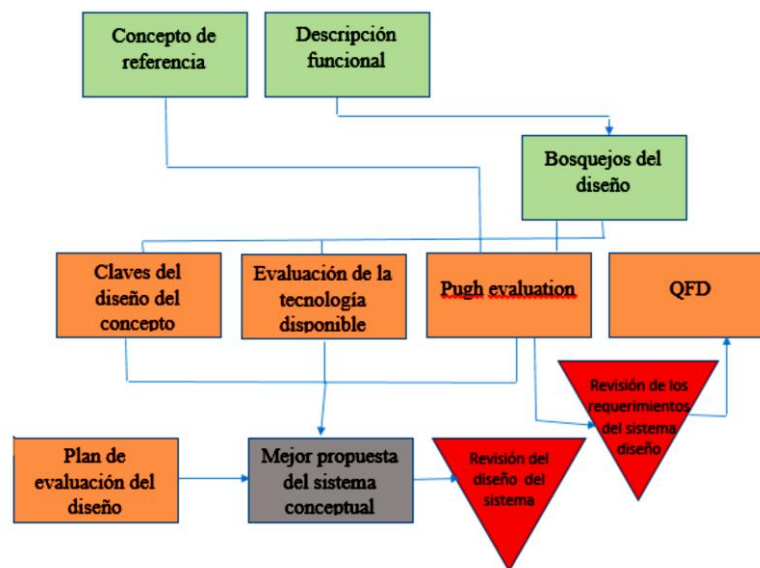
El objetivo de esta fase consistió en seleccionar del mejor diseño conceptual. Para cumplirlo, se efectuaron los siguientes pasos: diseño del plan de evaluación partiendo de lo planteado en la fase anterior, concepción de los conceptos claves,

aplicación de la Matriz Pugh, estimación de la tecnología necesaria, despliegue de la función QFD.

Las herramientas que se emplearon fueron: los bosquejos del concepto, descripciones funcionales, y puntos de referencia de comparación.

La evaluación planteada en este proceso de diseño se conoce como Matriz de Pugh, en esta se compararon los distintos conceptos, verificando qué tanto cumple el concepto con el requerimiento, otorgándole un (+) si lo satisface a cabalidad, un (-) si no lo satisface y una (s) si lo satisface medianamente. Los conceptos de mejor puntuación se conservaron, mientras que los conceptos restantes se combinaron para realizar nuevos conceptos mejorados que se compararon en una nueva fase entre sí y con el(los) ganador(es) de las fases anteriores. Al finalizar se obtuvo la mejor opción de diseño.

**Figura 20.** Nivel de diseño del sistema conceptual

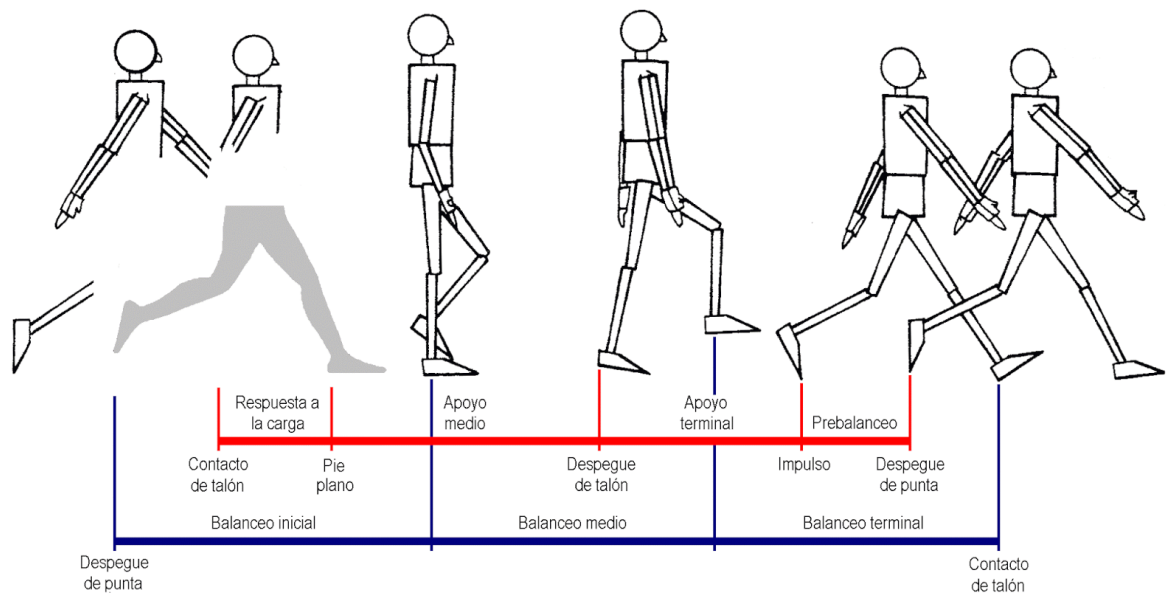


Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghon, Michigan: Michigan Technological University.

#### 4.2.1 Descripción funcional

Esta sección consiste en realizar una descripción basada en la función que debe desempeñar el modelo a diseñar. El objetivo primordial del sistema en cuestión es emular la extremidad perdida y su funcionalidad, para esto, se estudiará el proceso de la marcha humana, por lo que todos los conceptos que surgen en esta etapa irán enfocados a cumplir con los requerimientos que permitan el mejor desempeño en marcha de la persona cuando esté portando la prótesis.

**Figura 21.** Marcha humana



Fuente: VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). pp. 37-46

Es importante conocer el comportamiento de la pierna durante la marcha humana para poder diseñar y construir un prototipo que sea capaz de simular lo más parecido posible su comportamiento biomecánico.

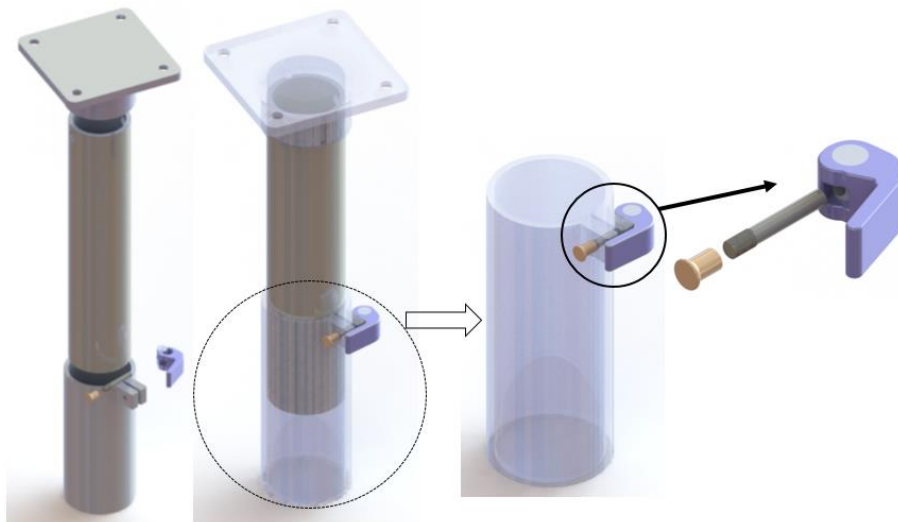
## 4.2.2 Diseño conceptual de alternativas

El diseño de la prótesis se compone de la selección de cada una de las alternativas planteadas de las partes que constituyen el sistema. Cumpliendo con el protocolo que se debe llevar en esta fase, el paso a seguir es realizar los diseños conceptuales de cada una de las partes, describiendo la funcionalidad de cada uno de éstos. Por último, se efectúa la evaluación entre estos para seleccionar el mejor concepto.

**4.2.2.1 Diseño conceptual para el ajuste de altura del pilón.** Se procede a elaborar los bosquejos y descripción funcional de cada concepto, realizando la evaluación comparativa de cada uno de éstos según los parámetros de selección establecidos por la Matriz Pugh, escogiendo el mejor concepto para que se tenga en cuenta a la hora de realizar el diseño conceptual de la articulación.

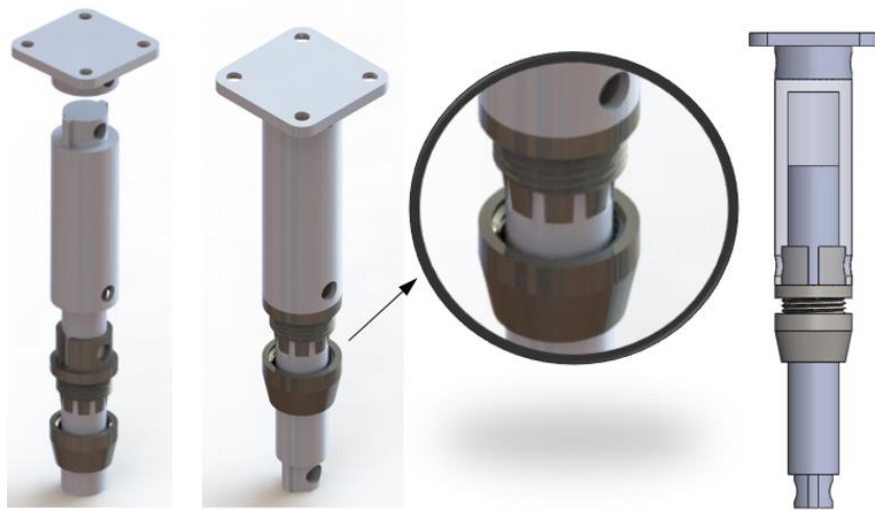
**Concepto A. Ajuste mecánico por presión:** En la Figura 22 se muestra el sistema se compone de dos tubos cilíndricos, uno dentro del otro para graduar cómoda y fácilmente la altura de la pierna del usuario. En el tubo de diámetro más grande se encuentra un mecanismo de apriete por bisagra y tornillo, el cual ajusta el tubo o poste de menor diámetro por presión. En el momento que el usuario atornille este mecanismo, la bisagra se cierra, generando la presión necesaria para que la altura permanezca fija, se conserve y no se desajuste por ningún motivo. Este sistema presenta varias ventajas, como son la resistencia a las cargas que se presentan durante la marcha.

**Figura 22.** Concepto A



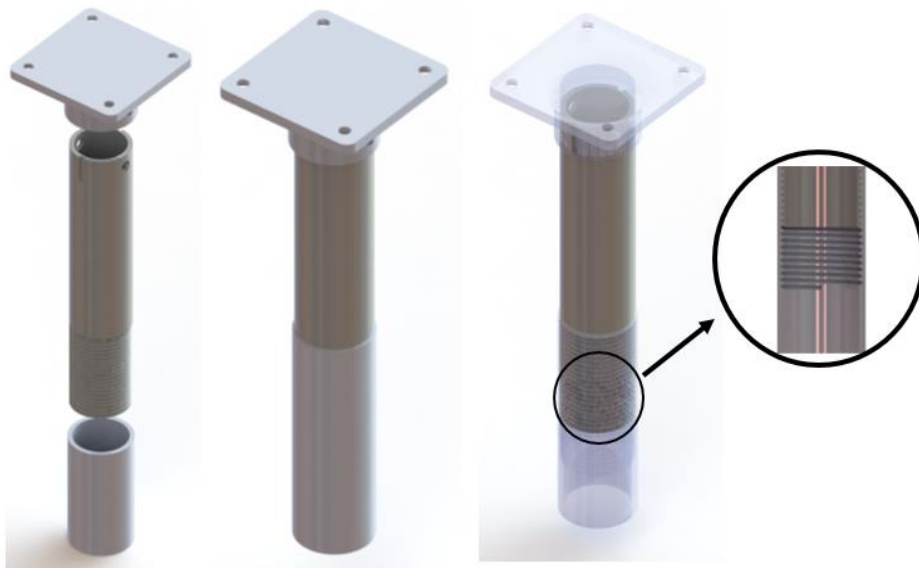
**Concepto B. Ajuste mecánico por compresión:** En la Figura 23 se muestra el sistema que, se compone básicamente por cuatro elementos para graduar y ajustar la altura de la prótesis, se usan dos elementos cilíndricos uno dentro del otro, lo que permite que estos se deslicen recortando o alargando la longitud. Se utilizará una unión mecánica compresiva. Por medio de este accesorio se pueden ajustar los dos elementos cilíndricos, la unión se forma a partir de un sujetador roscado que se fija a el cilindro de mayor diámetro y una tapa roscada cónica que se impone hacia el sujetador mientras rosca. Este sistema depende de la fuerza de compresión generada para ajustar la unión que permite soportar la carga generada por el paciente.

**Figura 23.**Concepto B



**Concepto C. Ajuste mecánico por roscado:** En la Figura 24 se muestra que el sistema consta básicamente de dos tubos cilíndricos roscados, los cuales cumplen la función de sujeción tuerca-tornillo. El tubo que se une con la base del socket hace la función de tornillo, este será de diámetro más estrecho para que pueda encajar dentro del otro tubo; el otro tubo, que se une con la prótesis de pie hará la función de tuerca. Este sistema tiene la capacidad de soportar la carga de compresión que se genera durante la marcha o la actividad física que se esté realizando, además, es capaz de soportar carga por cortante cuando se presente una alteración brusca y repentina de la marcha o de la actividad física que estaba desarrollando.

**Figura 24.**Concepto C



**Concepto D. Ajuste mecánico por cuña y tornillos prisioneros:** En la Figura 25 se muestra el sistema de dos tubos cilíndricos huecos y lisos, se deslizan uno dentro del otro. El tubo de menor diámetro tiene una cuña, que sirve para que el pilón no rote por causa de carga combinada; mientras que el tubo de mayor diámetro tiene incorporados dos tornillos prisioneros bristol, quienes serán los que fijen la altura requerida por el usuario sin que exista deslizamiento alguno. Las ventajas que presenta este concepto es su peso liviano, es seguro, económico y soporta las cargas a las que va a ser sometido durante la marcha.

**Figura 25.** Concepto D



**4.2.2.2 Evaluación de las alternativas del pilón. Pugh Evaluation.** El Pugh Evaluación es la evaluación empleada para el proceso de diseño. En este proceso se comparan cada uno de los conceptos, de modo tal que los conceptos ganadores se siguen guardando, y los que no, se combinan entre sí o, se replantean nuevos conceptos para generar conceptos mejorados, que serán evaluados entre ellos en una nueva fase. El ganador o los ganadores serán sometidos a una nueva evaluación con los de la fase anterior, obteniendo el mejor concepto de los que se habían propuesto.

Cabe aclarar que este proceso de evaluación de alternativas será el mismo para todos los conceptos planteados, donde se seguirá la rúbrica de clasificación planteada por la NASA ESMD Capstone Desing.

La Tabla 7 tabula de forma resumida las características de cada concepto, y la Tabla 8 muestra de forma clara el proceso de evaluación llevado a cabo para cada uno de los conceptos.

**Tabla 7.** Claves del diseño conceptual del pilón

CONCEPTO	DESCRIPCIÓN
<b>Concepto A</b>	El ajuste mecánico por presión consiste en calibrar la altura de la prótesis por la presión generada por la bisagra. Esta presión es el producto del roscado que hace la tuerca de apriete con la barra que tiene la bisagra.
<b>Concepto B</b>	El ajuste mecánico por compresión depende de la fuerza de compresión generada para ajustar la unión que permite soportar la carga generada por el paciente, al roscar se genera una fuerza compresiva entre los dos cilindros graduando y ajustando la altura deseada que se opone a las fuerzas que tienden a cambiar la posición relativa deseada.
<b>Concepto C</b>	El ajuste mecánico por roscado consta de graduar la altura de la prótesis solo con girar la parte del pilón donde se une con la prótesis del pie.
<b>Concepto D</b>	El ajuste mecánico por cuña y tornillos prisioneros consta de dos tubos cilíndricos huecos y lisos se deslizan uno dentro del otro y están guiados por una cuña que evita que roten, además, tiene incorporados dos tornillos prisioneros bristol, quienes serán los que fijen la altura requerida por el usuario sin que exista deslizamiento alguno.

**Tabla 8.** Pugh Evaluation del diseño conceptual del pilón

Criterio	Concepto	Concepto	Concepto	Concepto
	A	B	C	D
Piezas estándar	+	+	+	+
Fácil manufactura	+	+	-	+
Fácil ensamblaje	+	+	+	+
Materiales económicos	-	+	+	+
Manufactura económica	S	+	S	+
Estética	-	+	S	+
Liviana	S	-	+	+
Fijación	-	+	S	+
Seguridad	-	+	S	+
<b>Total de puntos positivos</b>	<b>3</b>	<b>8</b>	<b>4</b>	<b>9</b>
<b>Total de puntos negativos</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>0</b>

El mejor diseño en esta ronda es el Concepto D, llamado ***ajuste mecánico por cuña y tornillos prisioneros***, ya que la incorporación de cuña y tornillos bristol prisioneros garantiza mantener fija la altura en todo momento. Esto se debe a la resistencia que ejercerá para los tipos de fuerzas que se presenten. Aunque este concepto puede ser modificado debido a la simulación que se le realice con los diferentes tipos de carga.

**4.2.2.3 Diseño conceptual del pie.** Se procede a realizar los bosquejos y descripción funcional de cada concepto, evaluando cada uno de ellos, basados en los parámetros de selección establecidos por la Matriz Pugh, en la que escogerá el mejor concepto que se tendrá en cuenta a la hora de realizar el diseño conceptual de la articulación.

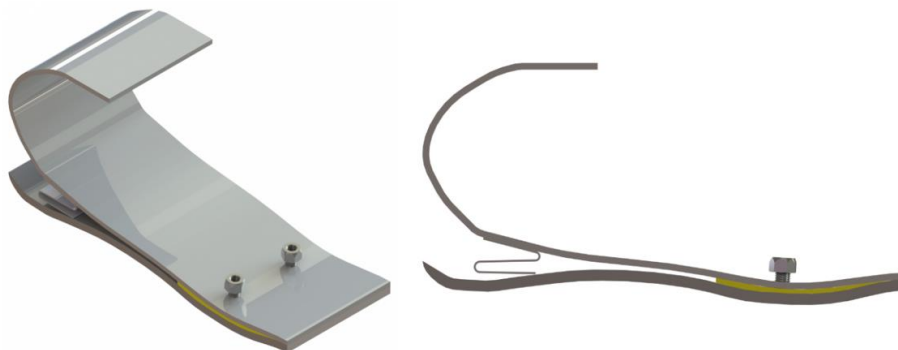
**Concepto E. Talón de muelle:** En la Figura 26 se muestra que el concepto consiste en un resorte de hojas con una geometría especial que hace las veces de disipador de energía que el talón natural realiza cuando efectúa el impulso para el despegue de la primera fase de la marcha. Dicho sistema permitirá que la persona sienta total confianza y comodidad al momento de realizar la marcha o cualquier actividad física. El resorte se compone de dos partes: una sujeta al empeine y la otra sujeta a la planta, ambas están sujetas mediante pernos pequeños, brindando una mayor absorción al impacto y cargas de compresión.

**Figura 26.** Concepto E



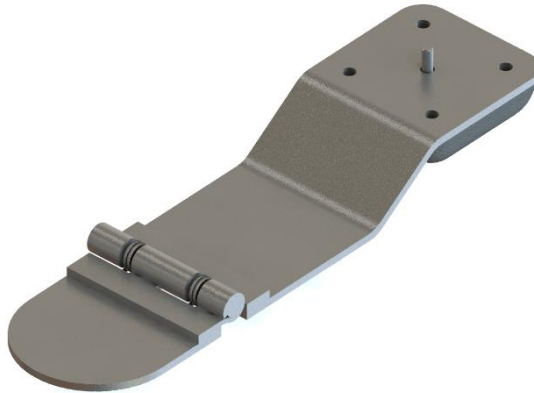
**Concepto F. Pie de goma y resorte:** En la Figura 27 se muestra que en este pie, la goma se ubicará en la parte del antepié y en medio de la planta y el empeine, generando la fuerza necesaria para que se produzca el despegue del pie en la marcha; en la parte del retropié, se ensambla un resorte de hojas con una geometría especial para que esta pueda distribuir las energías y suavizar las fueras que se producen durante la fase de despegue. El concepto ofrece una novedosa forma de poder reducir al máximo peso y costo, y a la vez simula la marcha humana.

**Figura 27.** Concepto F



**Concepto G. Pie con bisagra y goma.** En la Figura 28 se muestra que este concepto consta una lámina que tendrá la forma del pie, que descansa sobre una goma en la parte del talón, la cual amortiguará y disipará las cargas y energía que se presentan durante la marcha. El antepié tiene incorporada una bisagra de resorte, que será la que haga las veces de las articulaciones de las falanges y metatarsianos del pie. Este concepto se asemeja en gran medida a la forma del pie y los movimientos que se presentan en las principales zonas del pie.

**Figura 28.** Concepto G



**4.2.2.4 Evaluación de las alternativas del pie. Pugh Evaluation.** Para la selección, se emplea la misma metodología de decisión matricial Pugh;

Esta evaluación también resumirá las características de cada modelo, mostrados en la Tabla 9, y el proceso de evaluación será mostrado en la Tabla 10.

**Tabla 9.** Claves del diseño conceptual del pie

CONCEPTO	DESCRIPCIÓN
<b>Concepto E</b>	El talón de muelle está compuesto por un resorte de hojas con una geometría especial. El resorte se compone de dos partes: una sujeta al empeine y la otra sujeta a la planta, ambas están sujetas mediante pernos pequeños, brindando una mayor absorción al impacto y cargas de compresión.
<b>Concepto F</b>	El pie de goma y resorte consiste en una goma ubicada en la parte del antepié y en medio de la planta y el empeine, generando la fuerza necesaria para que se produzca el despegue del pie en la marcha; en la parte del retropié, se ensambla un resorte de hojas con una geometría especial para que esta pueda distribuir las energías y suavizar las fueras que se producen durante la fase de despegue.
<b>Concepto G</b>	El pie con bisagra y goma consta una lámina que tendrá la forma del pie, que descansa sobre una goma en la parte del talón, la cual amortiguará y disipará las cargas y energía que se presentan durante la marcha. El antepié tiene incorporada una bisagra de resorte, que será la que haga las veces de las articulaciones de las falanges y metatarsianos del pie.

**Tabla 10.** Pugh Evaluation del diseño conceptual del pie

Criterio	Concepto E	Concepto F	Concepto G
Piezas estándar	-	+	+
Fácil manufactura	-	-	+
Fácil ensamblaje	-	S	S
Materiales económicos	+	+	+
Manufactura económica	-	-	+
Estética	S	+	+
Liviana	-	S	+
Fijación	S	S	+
Seguridad	+	+	+
<b>Total de puntos positivos</b>	<b>2</b>	<b>4</b>	<b>8</b>
<b>Total de puntos negativos</b>	<b>5</b>	<b>2</b>	<b>0</b>

El mejor concepto de esta ronda es el Concepto G, llamado ***pie con bisagra y goma***, porque garantiza una estabilidad en todo momento, debido a que se debe a la resistencia que ejercerá para los tipos de fuerzas que las cargas y fuerzas que se presentan durante el ciclo de marcha las distribuirá de la mejor manera, permitiendo que el paciente pueda subir escaleras. Cabe aclarar que este concepto puede ser modificado debido a la simulación que se le realice con los diferentes tipos de carga.

#### **4.2.3 Despliegue de la función de calidad**

Elegidos los conceptos del sistema de altura y del pie, se puede decir que se tiene un diseño de prótesis compuesta por estas dos partes.

El paso por seguir es la ejecución de la herramienta más empleada para el diseño, la matriz de calidad. En ésta se evalúa la satisfacción de las especificaciones técnicas, comparando el diseño resultante con las existentes en el mercado, las cuales son la prótesis basada con el pie tipo SACH, que posee el paciente participante del proyecto, y la prótesis de respuesta dinámica.

Con las constantes de diseño establecidas y su respectiva correlación, se hace el uso de la “Casa de la Calidad” (QFD), quien mostrará los objetivos a los que se desea llegar y la dirección de una posible mejora. Otra característica atractiva es que se evidencia si se tiene una correlación directamente proporcional o todo lo contrario para cada una de las características técnicas.

Figura 29. Casa de la Calidad (QFD)

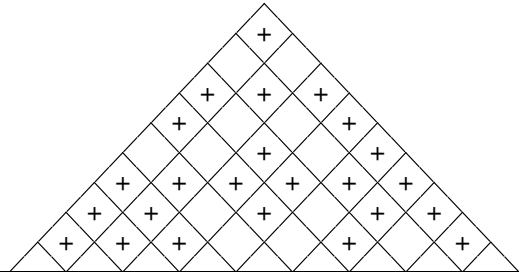
Correlaciones	
Positiva	+
Negativa	-
Sin Correlación	

Relaciones	
Fuerte	●
Moderada	○
Débil	▽

Dirección de mejora	
Maximizar	▲
Objetivo	◇
Minimizar	▼



Fila #	Tabla de pesos	Peso relativo	Importancia del cliente	Relación máxima	Requisitos del cliente (explícito e implícito)	Columna #														
						1	2	3	4	5	6	7	8	9						
					Requerimientos funcionales															
						Movilidad en los planos	▲	◇	◇	◇	▲	▲	▲	◇	▲					
						Materiales económicos	◇	▲	◇	◇	▲	▲	▲	◇	▲					
						Mimetizar la biomecánica del tobillo	◇	◇	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲					
						Estabilidad en la marcha	◇	◇	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲					
						Durabilidad	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲					
						Ajustable	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲					
						Ergonomía	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲					
						Manufactura rápida	◇	◇	◇	◇	◇	◇	◇	◇	◇					
						Funcional	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲					
1		18%	10	9	Ergonomía	●	●	●	●	▽	●	●	○	●						
2		18%	10	9	Movilidad	●	○	●	●	○	●	●	●	●						
3		14%	8	9	Seguridad	○	●	●	●	●	●	●	●	●						
4		12%	7	9	Bajo costo	▽	●	○	○	○	○	○	●	○						
5		12%	7	9	Durabilidad	▽	●	●	▽	●	○	○	●	○						
6		9%	5	9	Independencia al caminar	●	▽	●	●	▽	▽	●	○	●						
7		7%	4	9	Estabilidad	●	●	●	●	▽	○	●	●	●						
8		5%	3	9	Fácil mantenimiento	▽	●	●	▽	●	●	●	●	●						
9		4%	2	3	Fácil de limpiar	▽	▽	○	▽	▽	▽	▽	▽	▽						
10		2%	1	9	Estética	▽	▽	○	▽	▽	○	▽	●	▽						
					Objetivo	Movilidad en los planos sagital, frontal y transversal		COP \$ 2'500.000	Rotaciones requeridas en la marcha			Infinidad de posiciones		COP \$ 2'500.000						
					Relación máxima	9	9	9	9	9	9	9	9	9						
					Calificación técnica de importancia	535,09	682,46	794,74	643,86	412,28	601,75	710,53	714,04	668,42						
					Peso relativo	9%	12%	14%	11%	7%	10%	12%	12%	12%						

Los resultados obtenidos por el QFD indican que el diseño propuesto supera a la basada en el pie tipo SACH, pero no supera a la prótesis dinámica. EL motivo de no superarla se debe a que la prótesis dinámica tiene más estudio investigativo, referente a la recién propuesta.

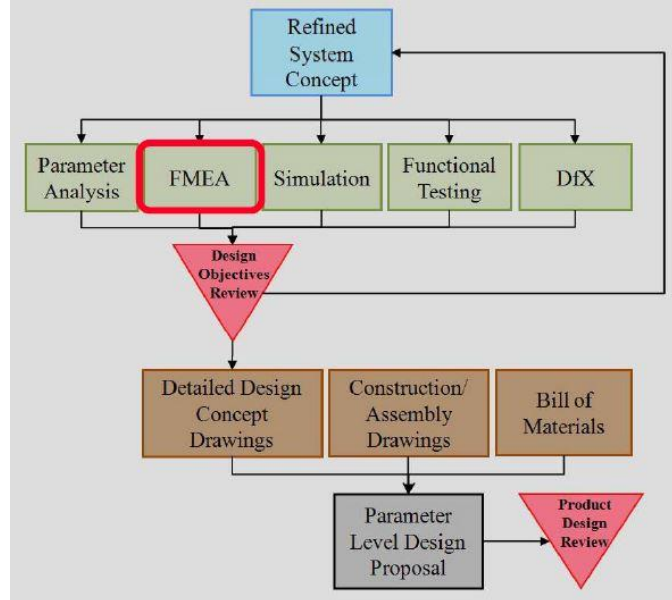
En cuanto a manufactura rápida, economía y funcionalidad, el diseño propuesto es el que presenta el mejor desempeño de las tres prótesis evaluadas. Respecto a la movilidad en los tres planos, esta es la ganadora, pero no la supera a la prótesis dinámica en cuanto a la movilidad natural del tobillo.

Se puede concluir que el diseño planteado cumple con los requerimientos y expectativas propuestas desde un principio. Ahora se procede a realizar la Fase B.

#### **4.1 FASE B**

Después de haber seleccionado y rediseñado el conjunto compuesto pilón-pie y dejando la mejor propuesta de este conjunto, se procede a la parametrización de ésta, realizando los planos en detalle y simulaciones de cada una de las piezas y del sistema, acompañados de cálculos tipo y los materiales que son los aptos para las cargas a la que van a ser sometidos. A partir del análisis de parámetros, modos y efectos de falla (FMEA), se detalla de la mejor manera posible la propuesta.

**Figura 30.** Análisis de Modos de Falla y Efectos (FMEA)



Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon, Michigan: Michigan Technological University

#### 4.1.1 El diseño en detalle

Es aquí donde se realizan los diferentes cálculos de resistencia de algunos elementos que componen la prótesis, asegurando que el diseño cumple con las cargas a las que fue diseñado.

**4.1.1.1 Materiales para la fabricación.** Esta prótesis está compuesta de materiales metálicos y compuestos, con el fin de brindar resistencia y aligerar peso.

En cuanto a materiales metálicos se encuentran:

- **Acero inoxidable:** Se caracteriza por su alta resistencia a la corrosión y mecánica. Otra de sus ventajas es la maleabilidad de éste y el acabado superficial

que se le puede dar. Sus principales desventajas son el peso y el costo. Se va a emplear para el pie y tornillos, los cuales deben soportar la mayor carga de compresión y el desgaste por la corrosión.

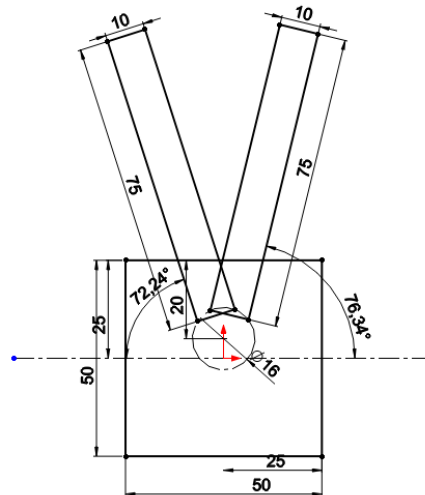
- **Acero de bajo carbono:** Se utilizan para la fabricación de piezas estructurales de mediana resistencia, otra de sus características atractivas son su maquinabilidad, soldabilidad y bajo costo. Su principal desventaja es su alto peso. Su referencia más común es el SAE grado 1020, también conocido como AISI 1020. éste va a ser empleado para la construcción de los pasadores.
- **Aluminio:** su baja densidad, su alta resistencia a la corrosión, bajo costo y fácil mecanización lo convierten en un metal muy empleado para distintas aplicaciones mecánicas. Este va a ser el material que va a tener mayor presencia en la prótesis, pues se empleará para la construcción del pilón, flanche de sujeción y las láminas en donde se alojarán el teflón y caucho sintético.

Los materiales compuestos presentes para la manufactura son:

- **Teflón (PTFE):** Su bajo coeficiente de fricción, anti adherencia, resistencia al desgaste, resistencia a cargas compresivas, su fácil maquinabilidad y bajo costo, lo convirtieron en un material atractivo para ser utilizado en esta prótesis.
- **Caucho sintético:** Este material posee alto nivel de elasticidad, su bajo peso, su fácil maleabilidad y su bajo costo de adquisición, lo convierten en un aliado perfecto para el teflón, ya que, este será el que dará la movilidad en los planos lateral y transversal del pie.

**4.1.1.2 Movilidad de la prótesis.** Cumpliendo con los límites aceptables, se diseña una placa que va a cumplir la función de limitar los grados de desplazamiento de la prótesis en el plano sagital. Estas dimensiones son el resultado del dibujo realizado las posiciones límites de la cabeza articulada en el software de SolidWorks.

**Figura 31.** Dimensiones de la placa para movilidad en el plano sagital

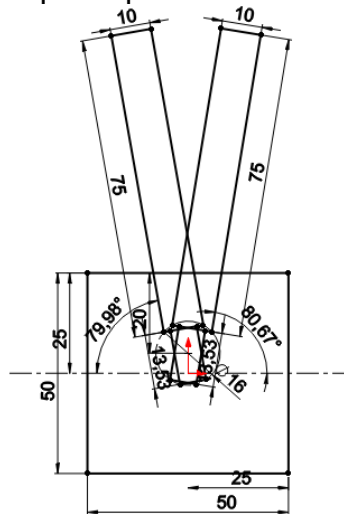


El material que se empleará para la fabricación del pie es acero inoxidable 321, seleccionado por su excelente resistencia mecánica, su llamativa apariencia y acabado superficial lo convierten en un material idóneo para este fin.

Para la movilidad en el plano sagital, la placa limitadora tendrá una medida en su base de 50 [mm], medida apropiada que mantendrá embalado el caucho sintético. Con esto, se cumple con el objetivo de trabajar en los rangos de movilidad plantados en las constantes de diseño, para lo que se tendría una rotación máxima de 13,66° en dorsiflexión y 17,76° de plantarflexión.

Respecto a la movilidad en el plano frontal, se reacomoda el boceto realizado en el CAD mencionado anteriormente, en este el ángulo de rotación es de  $9,33^\circ$  a la derecha, valor que se encuentra dentro del rango objetivo.

**Figura 32.** Dimensiones de la placa para movilidad en el plano Frontal



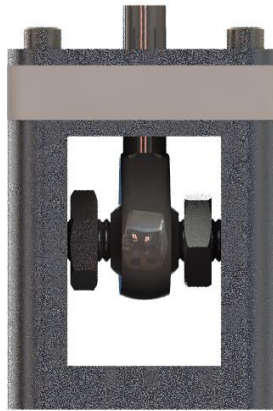
A partir de estos datos, se procede a realizar el diseño de la placa limitadora, la cual tendrá una dimensión de 50 [mm] X 50 [mm] X 3 [mm].

**Figura 33.** Placa limitadora



En cuanto a la movilidad en el transversal, se emplea una cabeza de rótula con un pasador roscado que pasa por su eje de rotación. La rosca se ajusta por medio de un sistema de tuerca-contratuerca, en la que se ajustarán los grados de rotación que se encuentran dentro del rango objetivo de las constantes de diseño.

**Figura 34.** Sistema tuerca-contratuerca para rotación en plano transversal

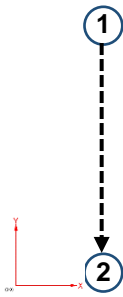


**4.1.1.3 Dimensionamiento de los elementos de la prótesis.** La característica más importante que debe tener la prótesis es la alta resistencia a cargas mecánicas que se presentan por el movimiento durante la marcha. Existen dos métodos para diseñar una prótesis: el diseño a partir de factores de seguridad, extraído de tablas y el diseño a prueba de impacto, que será el que se empleará en este proyecto.

Para hallar la carga máxima que soportará la prótesis, se plantea la siguiente situación: Un paciente X sufre una caída de 65 [cm] y aterriza en un solo pie, el cual va a sostener todo el peso del cuerpo. El paciente pesa de 80 [kg] y la distancia de rebote de éste es de 15 [cm].

Para la solución de la situación planteada, se recopila la información necesaria para realizar los cálculos necesarios. El problema se simplifica utilizando el principio de conservación de la energía de la partícula, donde se desprecian las fuerzas de fricción presentes en el sistema, estableciendo así los estados inicial y final. En el estado inicial o estado 1, la velocidad es cero; en el estado final, de impacto o estado 2, la altura es cero respecto al eje de referencia.

**Tabla 11.** Cálculo de la velocidad de impacto

CÁLCULO DE LA VELOCIDAD DE IMPACTO			
			
$E_K = \frac{1}{2} * m * v^2$			
$E_p = m * g * h$			
$E_{K_2} - E_{K_1} = E_{p_1} - E_{p_2}$			
$\frac{1}{2} * m * v_2^2 - \frac{1}{2} * m * v_1^2 = m * g * h_1 - m * g * h_2$			
Variables de entrada			
$E_k$		J	Energía cinética
$m$	80	Kg	Peso del paciente
$V_1$	0	m/s	Velocidad inicial
$E_p$		J	Energía Potencial
$g$	9,81	m/s <sup>2</sup>	Constante de la gravedad
$h_1$	0,65	m	Altura inicial
$h_2$	0	m	Altura estado 2
Variables de salida			
$V_2$	3,571	m/s	Velocidad de impacto

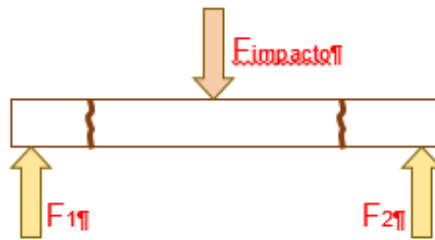
Antes del impacto con el piso, la energía se transformará en energía potencial después de impactar con el suelo. Al asumir un impacto totalmente elástico y con una altura de rebote de 15 [cm], la fuerza de impacto se calcula por el principio de trabajo y energía.

**Tabla 12.** Cálculo de la fuerza de impacto

<b>CÁLCULO DE LA FUERZA DE IMPACTO</b>			
$E_{k_2} = \frac{1}{2} * m * v_2^2$			
$F_{impacto} = \frac{E_{k_2}}{h_{rebote}}$			
<b>Variables de entrada</b>			
V <sub>2</sub>	3,571	m/s	Velocidad de impacto
m	80	kg	Peso del paciente
h <sub>rebote</sub>	0,15	m	Altura de rebote
<b>Variables de salida</b>			
F <sub>impcato</sub>	3401	N	Fuerza de impacto

- **Diseño del pasador del pie.** Conociendo la fuerza de impacto que debe soportar la prótesis, el paso a seguir es el diseño del pasador en donde va a descansar la cabeza articulada, quien es la que transmitirá la fuerza a éste. El pasador se diseña como una viga a doble cortante, como lo muestra la Figura 35. Para el análisis de este elemento, se realiza un diagrama de cuerpo libre, DCL, y se halla el diámetro mínimo del pasador.

**Figura 35.** DCL del pasador



Al existir simetría de geométrica y de fuerzas, dos áreas serán las que soporten la fuerza de impacto, conocidas como áreas de corte. Esta fuerza es el resultado de la energía de deformación:

$$W = E_k + U$$

Donde:

$W$ = Trabajo realizado

$E_k$ = Energía cinética

$U$ = Energía de deformación

La energía total de deformación es el área bajo la curva carga-deformación, cuya expresión es:

$$W_u = \frac{1}{2} * (\tau * \varepsilon)$$

$$\tau = \frac{F_{\text{impacto}}}{2A_{\text{corte}}}$$

Donde:

$\tau$ : Esfuerzo cortante.

$A_{\text{corte}}$ : área sometida al corte.

La deformación unitaria está representada por la siguiente ecuación:

$$\varepsilon = \frac{F_{\text{impacto}}}{A_{\text{corte}} * E}$$

E= Módulo de elasticidad=  $2,1 \times 10^6$  [Pa]

Un criterio importante para tener en cuenta a la hora de diseñar el pasador es el material con el que va a ser construido. Para este caso, se seleccionó acero SAE 1020 rolado en caliente, cuya resistencia a la fluencia es de 207 [MPa] (valor obtenido de la Tabla 13) y su bajo costo. Se aclara que se desprecian los pesos de las tuercas de ajuste de movimiento de la cabeza articulada y del pasador, pues el peso de estos muy mínimo y no influirá en el peso de la prótesis.

**Tabla 13.** Propiedades mecánicas de los aceros al carbono y aleados  
**APPENDIX 3 DESIGN PROPERTIES OF CARBON AND ALLOY STEELS**

Material designation (AISI number)	Condition	Tensile strength		Yield strength		Ductility (percent elongation in 2 inches)	Brinell hardness (HB)
		(ksi)	(MPa)	(ksi)	(MPa)		
1020	Hot-rolled	55	379	30	207	25	111
1020	Cold-drawn	61	420	51	352	15	122
1020	Annealed	60	414	43	296	38	121
1040	Hot-rolled	72	496	42	290	18	144
1040	Cold-drawn	80	552	71	490	12	160
1040	OQT 1300	88	607	61	421	33	183
1040	OQT 400	113	779	87	600	19	262
1050	Hot-rolled	90	620	49	338	15	180
1050	Cold-drawn	100	690	84	579	10	200
1050	OQT 1300	96	662	61	421	30	192
1050	OQT 400	143	986	110	758	10	321

Fuente: Mott, Robet. Machine elements in mechanical desing. Upper Saddle River: Pearson Pretince Hall, 2004. p. 894. ISBN 0-13-061885-3

Al tratarse de una viga a doble cortante, la resistencia al corte es la mitad de la resistencia a la fluencia del material. De este concepto se halla el diámetro mínimo del pasador del pie.

**Tabla 14.** Cálculo del diámetro del pasador del pie

CÁLCULO DEL DIÁMETRO DEL PASADOR DEL PIE			
$\tau = \frac{F_{\text{impacto}}}{2 * A_{\text{corte}}}$			
$\tau = \frac{S_y}{2}$			
$A_{\text{corte}} = \frac{\pi}{4} * D_{\text{mínimo pasador}}^2$			
$\frac{S_y}{2} = \frac{F_{\text{impacto}}}{2 * A_{\text{corte}}}$			
Variables de entrada			
$F_{\text{impacto}}$	3401	N	Fuerza de impacto
$S_y$	$2,07 \times 10^8$	Pa	Resistencia a la fluencia
Variables de salida			
$D_{\text{mínimo pasador}}$	4,6	m	Diámetro del pasador del pie

Aplicando el Factor de seguridad de 4 para el pasador, el diámetro del pasador tendrá una magnitud de 8 [mm].

Entonces, la energía de deformación será:

$$W_u = \frac{1}{2} * \left( \frac{F_{\text{impacto}}^2}{3 * A_{\text{corte}} * E} \right)$$

$$W_u = 18263 \text{ [J]}$$

Otro aspecto a tener en cuenta es la longitud del pasador, pues esta magnitud debe tener un valor tal que el elemento no falle por aplastamiento. Para el análisis de este, se toma el área del pasador igual a la proyectada del cilindro sobre la base. Sabiendo que el esfuerzo por aplastamiento e igualando la resistencia a la fluencia del material con el esfuerzo al que está sometido, se calcula el espesor mínimo de este:

**Tabla 15.** Cálculo del espesor de la base

<b>CÁLCULO DEL ESPESOR DE LA BASE</b>			
$\sigma = \frac{F_{\text{impacto}}}{2 * t_{\text{mínimo}} * D_{\text{pasador}}}$			
$t_{\text{mínimo}} = \frac{F_{\text{impacto}}}{2 * S_y * D_{\text{pasador}}}$			
<b>Variables de entrada</b>			
F <sub>impacto</sub>	3401	N	Fuerza de impacto
S <sub>y</sub>	2,07x10 <sup>8</sup>	Pa	Resistencia a la fluencia
D <sub>pasador</sub>	0,008	m	Diámetro del pasador
<b>Variables de salida</b>			
t	1,027	mm	Espesor de la base

- **Cálculo y selección del espesor del pie.** Al ser una de las zonas más críticas presentes en la prótesis y teniendo como referencia los valores estándares en el

mercado, se decide emplear un espesor de 10 [mm]. Este espesor es la medida base para poder calcular el espesor del pie

**Tabla 16.** Cálculo del espesor del pie

<b>CÁLCULO DEL ESPESOR DEL PIE</b>			
$\tau = \frac{F_{\text{impacto}}}{4 * \text{espesor}_{\text{planta}} * (\text{base} + \text{espesor}_{\text{base}})}$			
$\tau = \frac{S_y}{2}$			
$\text{espesor}_{\text{planta}} = \frac{F_{\text{impacto}}}{2 * S_y * (\text{base} + \text{espesor}_{\text{base}})}$			
<b>Variables de entrada</b>			
$F_{\text{impacto}}$	3401	N	Fuerza de impacto
$S_y$	$2,07 \times 10^8$	Pa	Resistencia a la fluencia
$\text{espesor}_{\text{base}}$	0,01	m	Espesor de la base
base	0,04	m	Base (Valor supuesto)
<b>Variables de salida</b>			
$\text{espesor}_{\text{planta}}$	0,1643	mm	Espesor de la base

Como se trata de la vida de una persona, el espesor de la lámina de acero debe ser alto, pero a la vez no debe ser tan pesado. Para la solución de este problema que se presenta, se escoge un acero inoxidable 321 de 3 [mm] de espesor.

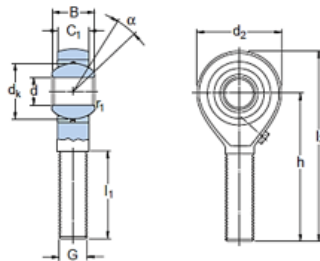
El apoyo del pie sobre el suelo es el factor clave del éxito de este proyecto. Para este caso se considera el empeine como una línea pendiente que descansa sobre una pequeña base plana horizontal, la cual se une mediante una bisagra con resorte a otra pequeña parte plana que simulará el antepié. Este sistema imita a lo más cercano la fase de apoyo del pie.

**Figura 36.** Pie prostético



- **Selección de la cabeza articulada.** A partir del diámetro del pasador, se procede a seleccionar la cabeza articulada que encaje perfectamente con el del pasador. Para este fin, se busca en el catálogo de SKF de Rótulas y Cabezas de Articulación del año 2001 una cabeza de articulación para una vida útil de dos años.

**Tabla 17.** Ficha Técnica de la cabeza de articulación



Dimensiones principales							Ángulo de inclinación $\alpha$	Capacidad de carga dinám. C	Capacidad de carga estát. $C_0$	Masa kg	Designaciones Cabeza articulación con rosca a derechas / rosca a izquierdas	Dimensiones				
d	$d_2$ máx	G 6g	B	$C_1$ máx	h	$d_k$						$l_1$ mín	$l_2$ máx	$r_1$ mín		
mm							grados	N	kg	-	mm					
5	19	M 5	8	6	33	13	3 250	4 800	0,013	SAKAC 5 M <sup>1)</sup> / SALKAC 5 M <sup>1)</sup>	5	11,1	19	44	0,3	
6	21	M 6	9	6,75	36	13	4 300	4 800	0,020	SAKAC 6 M / SALKAC 6 M	6	12,7	21	48	0,3	
8	25	M 8	12	9	42	14	7 200	8 000	0,032	SAKAC 8 M / SALKAC 8 M	8	15,8	25	56	0,3	
10	29	M 10	14	10,5	48	13	10 000	10 800	0,054	SAKAC 10 M / SALKAC 10 M	10	19	28	64	0,3	
12	33	M 12	16	12	54	13	12 200	12 200	0,085	SAKAC 12 M / SALKAC 12 M	12	22,2	32	72	0,3	

Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p. 112

**Tabla 18.** Factores de carga específicos

Combinación de superficie de contacto	Factores de carga	
	dinám. K	estát. K <sub>0</sub>
-	N/mm <sup>2</sup>	
<b>Acero/acero</b>		
Tamaño métrico	100	500
Tamaño en pulgadas	100	300
<b>Acero/bronce</b>	<b>50</b>	<b>80</b>
<b>Acero/compuesto bronce sinterizado</b>	100	250
<b>Acero/tejido PTFE</b>	150	300
<b>Acero/poliamida reforzada con fibra de vidrio</b>		
GAC .. F	50	80
GX .. F	50	80
GEP .. FS	80	120
GEC .. FSA	80	120
<b>Cabezas de articulación</b>	50	80

Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.21

Para el cálculo de la carga que debe soportar el tiempo de vida de la cabeza de articulación, se realiza el protocolo de selección dado en el catálogo.

Para calcular la carga específica de la rótula, de la Tabla 17 se extrae la siguiente información: la carga dinámica, la carga estática y el diámetro de la esfera; y utilizando el factor de carga obtenido en la Tabla 19. Además, se toma el peso del paciente con un valor de 100 [Kg], como un valor de seguridad aceptable.

**Tabla 19.** Cálculo de la carga específica de la rótula

<b>CÁLCULO DE LA CARGA ESPECÍFICA DE LA RÓTULA</b>			
$p = K * \frac{F}{c}$			
<b>Variables de entrada</b>			
K	50	N/mm <sup>2</sup>	Factor de carga
F	980	N	Carga dinámica de la rótula
c	7200	m	Capacidad de carga dinámica de la rótula
<b>Variables de salida</b>			
p	6,81	N/mm <sup>2</sup>	Carga específica de la rótula

La frecuencia de oscilación de la cabeza de articulación se obtiene a partir del ángulo de rotación de la prótesis en el plano sagital y el tiempo de 2 [s] que se requiere para realizar la marcha. Se sabe que, durante la fase de apoyo de la marcha, el ángulo de rotación es de 15° y, que, en la fase de despegue el ángulo de rotación será de 25°. La suma de estos dos ángulos será la que se definirá en gran medida la frecuencia con que rotará la cabeza de articulación.

**Tabla 20.** Cálculo de la frecuencia de oscilación

<b>CÁLCULO DE LA FRECUENCIA DE OSCILACIÓN</b>			
$f = \frac{\theta[deg]}{t[s]} * \frac{2 * \pi[rad]}{360[deg]} * \frac{60[s]}{1[min]} * \frac{1[rev]}{2 * \pi[rad]}$			
<b>Variables de entrada</b>			
θ	40	deg	Grado de rotación en el plano sagital
t	2	s	Tiempo requerido para realizar la marcha
<b>Variables de salida</b>			
f	3,33	Min <sup>-1</sup>	Frecuencia de oscilación

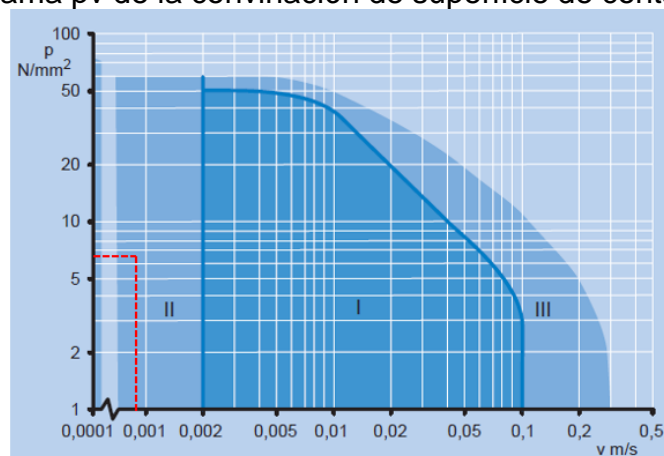
Para hallar la zona de trabajo en el diagrama pv, se debe calcular la velocidad media de desplazamiento. Este cálculo se realiza tal y como lo estipula el catálogo SKF.

**Tabla 21.** Cálculo de la velocidad media de desplazamiento

<b>CÁLCULO DE LA VELOCIDAD MEDIA DE DESPLAZAMIENTO</b>			
$v = 5,82 \times 10^{-7} * D_k * \beta * f$			
<b>Variables de entrada</b>			
Dk	15,8	Mm	Diámetro de la esfera
$\beta$	20	deg	Ángulo de oscilación (mitad del valor real)
f	6,81	min <sup>-1</sup>	Frecuencia de oscilación
<b>Variables de salida</b>			
v	0,00061	m/s	Velocidad media de desplazamiento

Conocida la carga específica de la rótula y la velocidad media de desplazamiento de ésta, se entra al diagrama pv para encontrar la zona de trabajo.

**Gráfica 1.** Diagrama pv de la combinación de superficie de contacto acero/bronce



Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.22

La zona de trabajo se encuentra en la Zona II, lo que significa que el margen es casi estático, en donde se evidencia que la precisión de la cabeza de articulación es limitada. Sabiendo que la cabeza de rotula va a trabajar a temperatura ambiente y a carga cíclica, se extraen los factores de temperatura y del tipo de carga de las Tablas 22 y 23 para calcular la carga admisible por la cabeza de articulación.



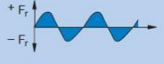
**Tabla 22.** Factor de temperatura

Temperatura de funcionamiento desde incl.		Factor de temperatura $b_2$
°C		–
–	120	1,0
120	160	0,9
160	180	0,8
180	–	Contactar con SKF

Los siguientes límites de temperatura, deben ser respetados:  
 80 °C Para las rótulas de la serie GEZ ... ES-2RS (obturaciones de poliuretano)  
 130 °C Para el resto de rótulas obturadas (obturaciones de polielastómero)  
 120 °C Límite superior de temperatura para grasa estándar

Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.24

**Tabla 23.** Factor según tipo de carga en cabezas de articulación

Tipo de carga (magnitud y dirección)	Factor $b_6$
Constante 	1
Cíclica (dirección única) 	0,5 (0,35)
Dirección alternativa 	0,5 (0,35)

Los valores entre paréntesis se aplican a cabezas de articulación con engrasador u agujero de engrase.

Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.20

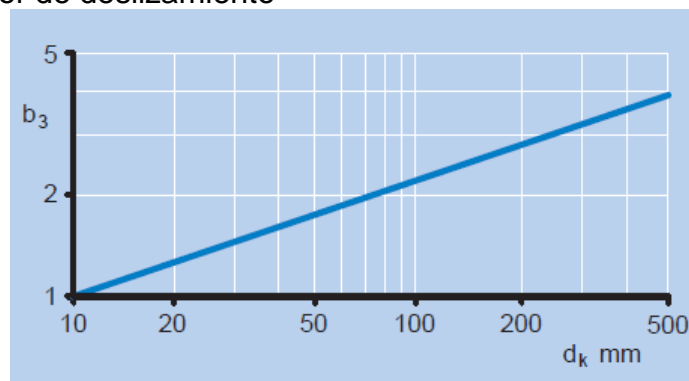
**Tabla 24.** Cálculo de la carga admisible por la cabeza de articulación

<b>CÁLCULO DE LA CARGA ADMISIBLE POR LA CABEZA DE ARTICULACIÓN</b>			
$P_{perm} = C_0 * b_2 * b_6$			
<b>Variables de entrada</b>			
$C_0$	8.000	N	Capacidad de carga estática
$b_2$	1		Factor de temperatura
$b_6$	0,35		Factor de carga
<b>Variables de salida</b>			
$P_{perm}$	2.800	N	Carga admisible por la cabeza de articulación

La carga admisible por la cabeza de articulación es mayor que los 980 [N], lo que significa que la cabeza de articulación que se seleccionó soportará sin ningún problema las cargas generadas durante la marcha.

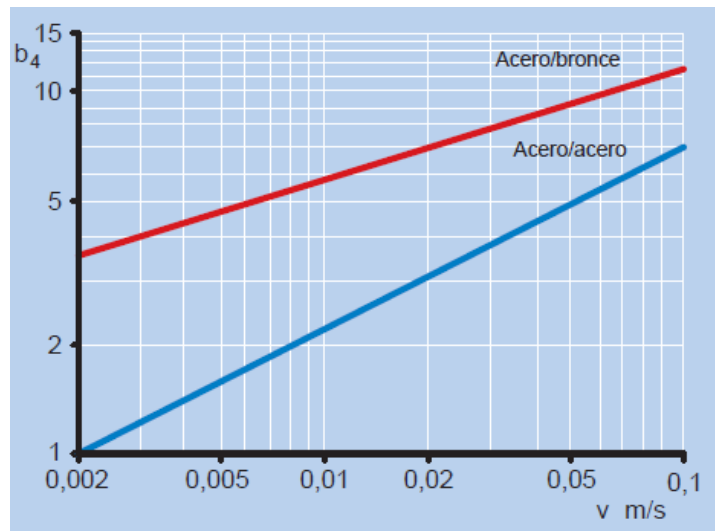
Para el cálculo de la vida útil de la cabeza de articulación, se aproxima la velocidad de deslizamiento a 0,002 [m/s] para que sea más sencillo obtener los valores de la Gráfica 3.

**Gráfica 2.** Factor de deslizamiento



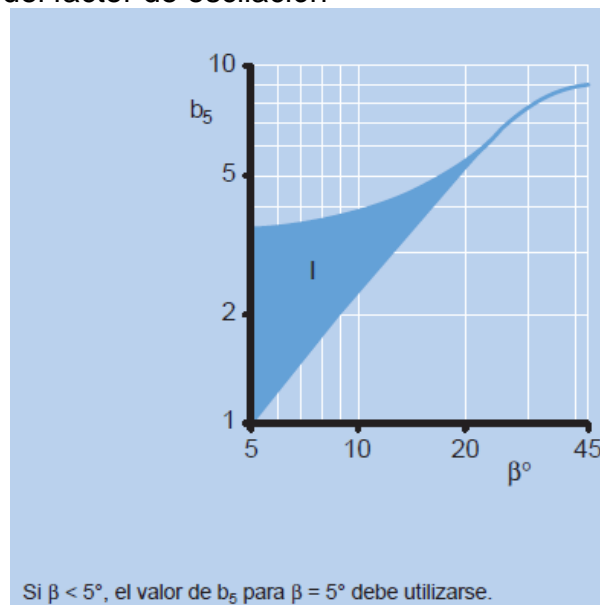
Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.24

**Gráfica 3.** Factor de velocidad



Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.24

**Gráfica 4.** Ángulo del factor de oscilación



Fuente: SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p.25

**Tabla 25.** Cálculo de la duración nominal total de la cabeza de articulación

<b>CÁLCULO DE LA DURACIÓN NOMINAL TOTAL DE LA CABEZA DE ARTICULACIÓN</b>			
$G_h = b_1 * b_2 * b_3 * b_4 * b_5 * \frac{330}{p^{2,5} * v}$			
<b>Variables de entrada</b>			
b <sub>1</sub>	2		Factor de dirección de la carga, 2 para carga alternativa
b <sub>2</sub>	1		Factor de temperatura
b <sub>3</sub>	1,25		Factor de deslizamiento
b <sub>4</sub>	1		Factor de velocidad
b <sub>5</sub>	5		Factor para el ángulo de oscilación
p	6,81	N/mm <sup>2</sup>	Carga específica de la rótula
v	0,002	m/s	Velocidad de desplazamiento
<b>Variables de salida</b>			
G <sub>h</sub>	17.042	h	Duración nominal total de la cabeza de articulación

La vida útil requerida de la cabeza de articulación se puede plantear al suponer que el paciente va a utilizar la prótesis 16 horas al día por un período de 2.5 años.

**Tabla 26.** Cálculo de la vida útil requerida de la cabeza de articulación

<b>CÁLCULO DE LA VIDA ÚTIL REQUERIDA DE LA CABEZA DE ARTICULACIÓN</b>			
$Duración = horas_{día} * 365 * período_{uso}$			
<b>Variables de entrada</b>			
horas <sub>día</sub>	16	h	Horas de uso de la prótesis al día
período <sub>uso</sub>	2,5	años	Período de uso de la prótesis
<b>Variables de salida</b>			
Duración	14.600	h	Vida útil requerida de la cabeza de articulación

Se puede concluir que la cabeza de articulación cumple con el periodo de vida útil requerido.

#### 4.1.2 Análisis del modo y efecto de falla (FMEA: Failure Modes and Effects Analysis)

Se emplea el FMEA para estudiar y analizar las distintas maneras en que pueden suceder las fallas y los efectos que éstas producirán en el conjunto. Para este fin, se realiza una tabulación, analizando los modos potenciales en que pueda ocurrir la falla en los requerimientos de diseño de mayor importancia y la causa por la que se manifiestan. A estas causas se les asigna un valor de ocurrencia de uno a diez, en base al criterio de calificación mostrado en la Tabla 27, donde a la menor aparición de la falla tendrá un valor de uno y la que sucederá con más frecuencia tendrá un valor de diez.

**Tabla 27.** Criterios de ocurrencia de falla

Criteria	Ranking	Probability
Remote probability of occurrence. Process capability shows at least $x \pm 4 \sigma$ within specifications.	1	1/10,000
Low probability of occurrence, with process in statistical control. Capability shows at least $x \pm 3 \sigma$ within specifications.	2	1/5,000
	3	1/2,000
	4	1/1,000
	5	1/500
Moderate probability of occurrence, for processes experiencing occasional failures. Process is in statistical control, with $x \pm 2.5 \sigma$ within specifications.	6	1/200
High probability of occurrence, with frequent failures. Process is in statistical control, but capability shows $x \pm 2.5 \sigma$ or less within specs.	7	1/100
	8	1/50
Very high probability of occurrence. Failure is almost certain to occur sooner or later.	9	1/20
	10	1-1/10

Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon, Michigan: Michigan Technological University

Teniendo ponderadas cada una de las causas de las fallas, se establecen los efectos locales y finales que se presenten. Para este fin se establece un factor de severidad, quien es el que indica la magnitud en que puede resultar la falla. Dicho factor se pondera de uno a diez, basándose de la Tabla 28, que indica qué tan grave puede resultar la falla para el producto o el usuario.

**Tabla 28.** Criterios de severidad

Criteria	Ranking
Minor nature of failure, no noticeable effect on performance, undetectable by customer.	1
Low severity, causing only slight customer annoyance due to very minor subsystem performance degradation.	2 – 3
Moderate failure causing some customer discomfort, dissatisfaction, and annoyance due to subsystem or total performance degradation.	4 – 6
High degree of customer dissatisfaction due to nature of the failure (inoperable subsystem or total system).	7 – 8
Very high severity ranking for failure mode involving potential safety problems and/or nonconformance to federal regulations. Nonregulated components with a 9 or 10 severity ranking and occurrence rankings > 1 should be designated as control items (♦).	9 – 10

Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon, Michigan: Michigan Technological University

Teniendo identificados los efectos y la severidad con qué ocurrirán éstos, se procede a realizar el análisis del método de detección de la falla, asignándole a cada uno un factor de detección, el cual estará basado en los criterios de selección establecidos en la Tabla 29, y medido en un rango de uno a diez.

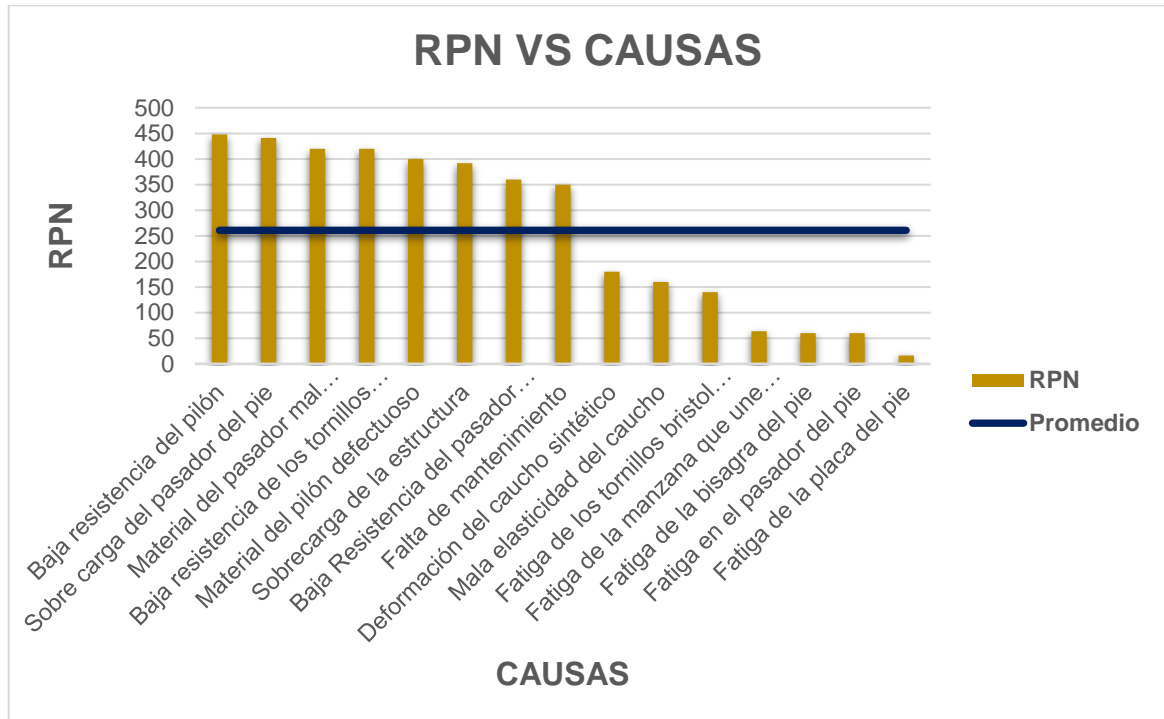
**Tabla 29.** Criterios de detección

Criteria	Ranking	Probability
Remote likelihood that product would be shipped containing such an obvious defect, since it is detected by subsequent factory operations.	1	1/10,000
Low likelihood for shipment with defect which is visually obvious or has 100% automatic checking.	2	1/5,000
	3	1/2,000
	4	1/1,000
	5	1/500
Moderate likelihood for shipment with defect, since the defect is easily identifiable through automatic inspection or functional checking.	6	1/200
	7	1/100
	8	1/50
High likelihood of shipping with subtle defect.	9	1/20
Very high likelihood that defect will not be detected prior to shipping or sale (checks are impossible or defect is latent).	10	1–1/10

Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon, Michigan: Michigan Technological University

Una vez obtenidos los factores de ocurrencia, severidad y detección de cada una de las fallas, se realiza el cálculo del Número Prioritario de Riesgo PRN. Tal y como se muestra en la figura, este cálculo es el producto de la multiplicación de los factores mencionados anteriormente

**Gráfica 5. Número prioritario de riesgo vs causas**



El promedio RPN resultante de las quince posibles causas de falla es 261, un valor considerablemente alto debido a los altos valores RPN obtenidos de las fallas que tienen mayor probabilidad de detección, siendo así que los valores más altos se dieron cuando el paciente usaba la prótesis. Después de haber calculado el RPN, se procede a tabular las acciones que son recomendables para reducir el RPN, mejorando la calidad del producto y estableciendo el directo responsable en la aplicación de la falla.

**Tabla 30.** Análisis de los modos y efectos de falla

Función o requerimiento	Modo potencial de falla	Causa potencial de la falla	Ocurrencia	Efectos locales	Efectos finales sobre el producto, usuario u otros	Severidad	Método de detección	Detección	RPN	Acciones recomendables para reducir el RPN	Responsable
Movilidad y capacidad de carga	Falla en el pasador del pie	Holgura en el pasador	2	Juego excesivo en el pasador	Dificultad en el control de la marcha	6	No hay detección temprana	10	120	Alta precisión en la manufactura	Manufactura
	Falla en la bisagra del pie	Falla del resorte	3	Se rompe el resorte	No hay movimiento en el plano sagital	8	Interacción visual	3	72	Comprar un resorte para una deformación mayor	Diseñador
		Falta de mantenimiento	1	Juego excesivo en el pasador de la bisagra	El resorte se sale	5	Interacción visual	3	15	Visualizar las posiciones del resorte	Usuario
	Falla en la lámina del pie	Material mal seleccionado	4	Rotura del pie	No se puede efectuar la marcha	4	Interacción usuario-prótesis	6	96	Simular en CAD	Diseñador
		Falla en el diseño	1	Deformación del pie	Irregularidad en la marcha	3	Interacción visual	4	12	Realizar los cálculos partiendo del material del pie	Diseñador
		Proceso incorrecto de la manufactura	2	Pandeo del pie	Resultados no deseados en la marcha	7	Interacción visual	3	42	Cumplir con los procesos de manufactura	Manufactura
		Sobrecarga	3	Rotura del pie	Prótesis insegura	8	Inspección visual por parte del usuario	6	144	Advertir al usuario de la carga máxima	Usuario

**Tabla 31.** Continuación de análisis de los modos y efectos de falla

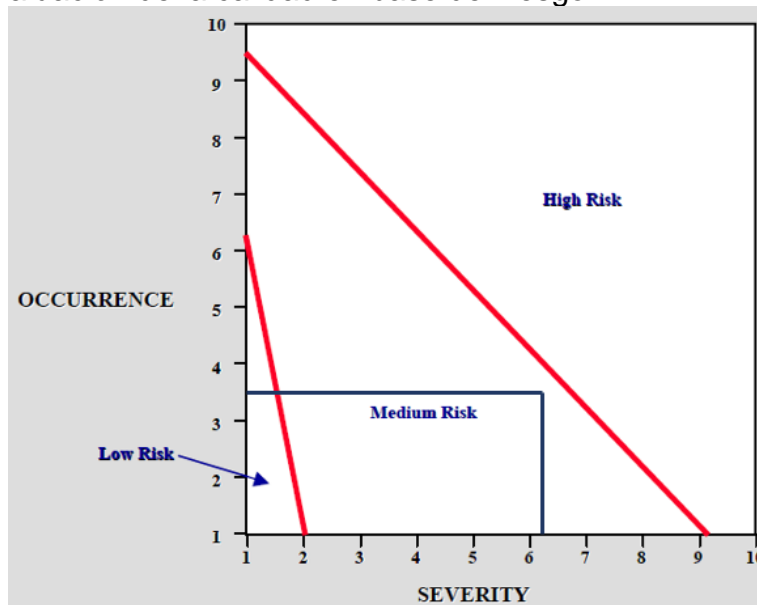
Función o requerimiento	Modo potencial de falla	Causa potencial de la falla	Ocurrencia	Efectos locales	Efectos finales sobre el producto, usuario u otros	Severidad	Método de detección	Detección	RPN	Acciones recomendables para reducir el RPN	Responsable
Movilidad y capacidad de carga	Falla en el caucho	Material mal seleccionado	5	Falta de elasticidad	Irregularidad en la marcha	6	Inspección visual	4	120	Simular en CAD	Diseñador
		Proceso incorrecto de la manufactura	4	Deformación irreversible	Mal funcionamiento de la prótesis	6	Interacción usuario-prótesis	5	120	Realizar un correcto proceso de manufactura	Manufactura
		Sobrecarga	4	Aplastamiento y rotura	Prótesis insegura	7	Interacción usuario-prótesis	6	168	Advertir al usuario de la carga máxima	Usuario
	Falla de pilón inferior	sobrecarga	2	Aumento del esfuerzo cortante	Inestabilidad de la prótesis	8	Inspección visual por parte del usuario	6	96	Advertir al usuario de la carga máxima	Usuario
Durabilidad	Fractura en la estructura de la prótesis	Material mal seleccionado	3	Agrietamiento del material	Fractura de la estructura	7	No hay detección temprana	10	270	Selección del material adecuado	Diseñador
		Fatiga	1	Nucleación de grietas	Fractura de la estructura	8	No hay detección temprana	10	80	-	Diseñador
		Proceso incorrecto de la manufactura	8	Agrietamiento del material	Fractura de la estructura	6	No hay detección temprana	9	432	Realizar un correcto proceso de manufactura	Manufactura
	Fractura en el pasador	Material mal seleccionado	3	concentración de esfuerzos	Fractura del pasador	5	No hay detección temprana	7	243	Selección del material adecuado	Diseñador
		Fatiga	2	Rotura	Inestabilidad de la prótesis	4	No hay detección temprana	8	80	-	Diseñador
		Baja resistencia	6	Deformación del pasador	Irregularidad en la marcha	6	Inspección visual	4	144	Hacer cálculos teniendo en cuenta todas las variables	Diseñador

**Tabla 32.** Continuación de análisis de los modos y efectos de falla

Función o requerimiento	Modo potencial de falla	Causa potencial de la falla	Ocurrencia	Efectos locales	Efectos finales sobre el producto, usuario u otros	Severidad	Método de detección	Detección	RPN	Acciones recomendables para reducir el RPN	Responsable
<b>Durabilidad</b>	Fractura en el pie	Material mal seleccionado	3	Agrietamiento del material	Fractura del pie	8	No hay detección temprana	10	240	Selección del material adecuado	Diseñador
		Fatiga	1	Rotura de la pieza	Inestabilidad de la prótesis	5	No hay detección temprana	8	48	-	Diseñador
		Sobrecarga	8	Deformación de la pieza	Irregularidad en la marcha	5	Inspección visual	7	280	Advertir al usuario de la carga máxima	Usuario
	Fractura en el pilón	Material mal seleccionado	3	Agrietamiento del material	Fractura del pilón	7	No hay detección temprana	10	270	Selección del material adecuado	Diseñador
		Fatiga	2	Nucleación de grietas	Fractura del pilón	5	No hay detección temprana	10	200	-	Diseñador
		Sobrecarga	4	Concentración de esfuerzos	Fragilización del pilón	9	No hay detección temprana	10	360	Advertir al usuario de la carga máxima	Usuario
		Proceso incorrecto de la manufactura	6	Desgaste del material	Irregularidad en la marcha	6	No hay detección temprana	8	288	Realizar un correcto proceso de manufactura	Manufactura
	Fractura en el pasador del flanche	Sobrecarga	3	Agrietamiento del material	Fractura del pasador	9	No hay detección temprana	10	270	Advertir al usuario de la carga máxima	Usuario
		Baja resistencia	8	Rotura de la pieza	Rotura del pasador	7	No hay detección temprana	7	504	Hacer cálculos teniendo en cuenta todas las variables	Diseñador

Obteniendo un promedio de 3,5 en la ocurrencia y de 6,2 en la severidad para todas las causas de falla, el producto se encuentra en la zona media de riesgo, por lo que se puede decir que se tiene un producto de alta calidad, seguridad y confiabilidad. Se resalta que la mayoría de las causas son generadas por las sobrecargas, lo que convierte en directo responsable de estas causas al usuario.

**Gráfica 6.** Evaluación de la calidad en base del riesgo



Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon, Michigan: Michigan Technological University

#### 4.1.3 Simulaciones

Mediante el método de elementos finitos, se hallaron los factores de seguridad y desplazamientos máximos de cada uno de los componentes. Para este fin se utilizó el módulo Simulation del software SolidWorks, el cual realiza de manera rápida y veraz la simulación, diciendo los puntos de mayor criticidad de las piezas. En el Anexo A se muestra el informe generado por este software de la simulación de cada elemento.

**4.1.3.1 Simulación de pandeo para el sistema ajuste de altura.** Se aplica una carga de 4.000 [N] al pilón en su máxima altura para corroborar que el sistema de ajuste de altura no fallará por pandeo, obteniendo como resultado un factor de carga crítica de pandeo (BLF) de 14,528. Comparando este valor con la Tabla 33, se puede comprobar que el pilón resiste al pandeo.

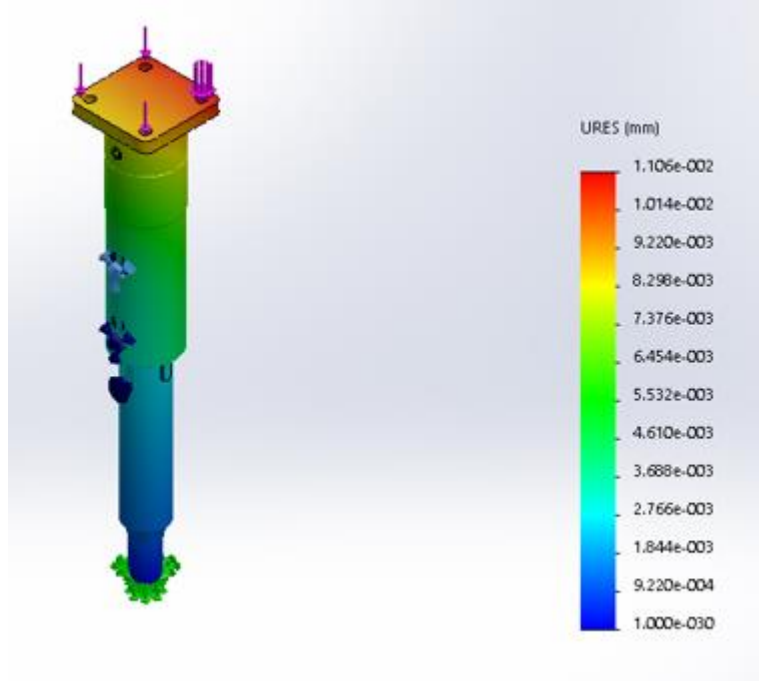
**Tabla 33.** Factor de carga crítica de pandeo

Valor BLF (factor de seguridad)	Estado del pandeo	Notas
$1 < \text{BLF}$	Pandeo no previsto	Las cargas aplicadas son menos que las cargas críticas calculadas. No se espera el pandeo.
$0 < \text{BLF} < 1$	Pandeo previsto	Las cargas aplicadas superan las cargas críticas calculadas. Se espera el pandeo.
$\text{BLF} = 1$	Pandeo previsto	Las cargas aplicadas son exactamente iguales a las cargas críticas calculadas. Se espera el pandeo.
$\text{BLF} = -1$	Pandeo no previsto	El pandeo se produce cuando se deshacen todas las direcciones de las cargas aplicadas. Por ejemplo, si una barra se encuentra bajo el efecto de una carga de tracción, el BLF debe ser negativo. La barra no se pandeará.
$-1 < \text{BLF} < 0$	Pandeo no previsto	Se predice el pandeo si se invierten todas las cargas.
$\text{BLF} < -1$	Pandeo no previsto	No se predice el pandeo aún si se revierten todas las cargas.

Fuente: SOLIDWORKS. Factor de carga crítica de pandeo. [en línea]. [Consultado: 15 de septiembre 2017]. Disponible en: [http://help.solidworks.com/2010/spanish/solidworks/cworks/legacyhelp/simulation/analysisbackground/bucklinganalysis/buckling\\_load\\_factor.htm](http://help.solidworks.com/2010/spanish/solidworks/cworks/legacyhelp/simulation/analysisbackground/bucklinganalysis/buckling_load_factor.htm)

**4.1.3.2 Simulación de la resistencia a compresión para la parte superior de socket.** Se verifica que la distancia y tamaño de los agujeros donde se ubican los tornillos bristol del nivel de altura y el perno de sujeción del flanche y el pilón sean los apropiados y no fallen por impacto, obteniendo un factor de seguridad mínimo de 5,78 y un desplazamiento máximo de  $1,11 \times 10^{-2}$  [mm]. Estos valores revelan que el pilón soportará la carga aplicada durante la marcha.

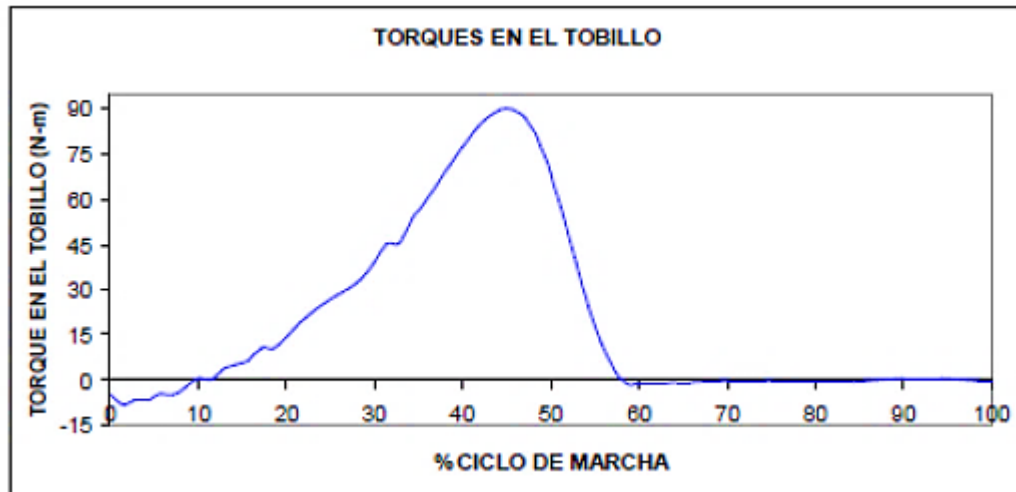
**Figura 37.** Resultado de desplazamiento de la prueba de compresión



**4.1.3.3 Simulación de la resistencia al impacto para el pie y pasador.** Se corroboran los cálculos para saber si las variables que se tuvieron en cuenta a la hora de realizar el diseño de estos elementos son las adecuadas para soportar la carga de impacto que van a experimentar, obteniendo un excelente resultado con factor de seguridad mínimo de 4,57; evidenciando que los cálculos son totalmente confiables.

**4.1.3.4 Simulación de flexión para la planta del pie.** Se aplica una carga de 90 [N-m] al espesor de la planta del pie para saber si éste soportará la carga máxima cuando finaliza la fase de apoyo, que es el 45% del ciclo marcha (ver Gráfica 7). Para el caso más crítico de la prótesis, que es cuando soporta todo el peso del usuario, se obtuvieron valores exitosos, con un factor de seguridad de 4,57 y un desplazamiento máximo de  $1,32 \times 10^{-2}$  [mm].

**Gráfica 7.** Diagrama de torques en el tobillo vs ciclo de marcha



Fuente: XL WINTER, David A. Biomechanics and motor control human movement. John Wiley/Sons, Inc. Waterloo 1990

#### 4.1.4 Construcción

Al tratarse de un proyecto funcional y de bajo costo, se utilizaron materiales económicos y que tuviesen las propiedades mecánicas que se requerían para tal fin; de igual forma, se pensó que las piezas que conforman el sistema fueran fáciles y rápidas de manufacturar, llevando a cabo procesos de manufactura de la forma más sencilla, como fue el cilindrado, el taladrado, la soldadura, cizallado y prensado.

Los planos de cada una de las piezas construidas se detallan en el Anexo B.

**4.1.4.1 Sistema del ajuste de altura.** Al haber establecido como uno de los puntos claves el ajuste de altura del pilón, debido a que cada persona no tiene la misma medida que la otra, se emplearon dos barras de aluminio 2024 con procesos de manufactura como fue el cilindrado exterior e interior, roscado y taladrado para convertirlos en tubos con las características que se habían especificado.

**Figura 38.** Mecanizado del sistema del pilón



**Figura 39.** Parte superior del pilón



**Figura 40.** Parte inferior del pilón



**4.1.4.2 Pie.** Para la parte que da el equilibrio de la prótesis se le dio el nombre de pie, tomando como similitud lo que hace el pie real con el cuerpo humano. Para la fabricación de éste, se utilizó acero inoxidable 321 de 3 mm de espesor y medidas de 60 [mm] X 250 [mm]. Los procesos de manufactura que se realizaron fue el corte por cizallado, dobladora, soldado y refrentado. La bisagra con resorte que se aprecia en la Figura 41 fue comprada y soldada a medida del pie.

**Figura 41.** Pie manufacturado



Para la parte que simulará el talón, se utiliza caucho sintético, donde se vulcanizada a forma y medida, con el fin de servir de transmisor de impulso para la marcha.

**Figura 42.** Talón fabricado



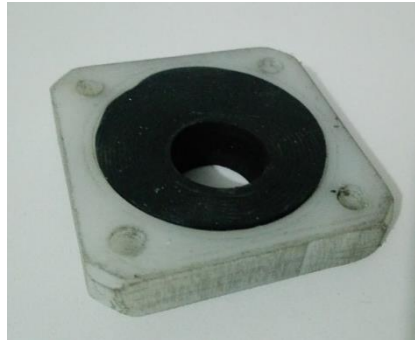
#### **4.1.4.3 Sistema de posicionamiento para la movilidad en los tres planos.**

Este sistema está compuesto por tres placas, dos de aluminio, que serán las que servirán de reposicionamiento (ver Figura 43); y una placa de teflón que tiene alojado neopreno con una dureza Shore A 65, la cual será la limitadora de la movilidad en los planos sagital y frontal, ver Figura 44. Para la fabricación de estas piezas se llevaron a cabo procesos de manufactura como el taladrado, el tronzado y el refrentado.

**Figura 43.** Placa de reposicionamiento fabricada



**Figura 44.** Placa limitadora de movilidad fabricada



**4.1.4.4 Flache de sujeción.** Esta es la parte que une a la parte mecánica con el socket, es por esto, que debe ser construido de tal manera que file correctamente a todo el sistema. Se utiliza aluminio 2024 y se llevan a cabo los procesos de refrentado, desbastado lateral y taladrado.

**Figura 45.** Flanche de sujeción fabricado



**4.1.4.5 Acople inferior.** Esta pieza es la que debe soportar la mayor parte de carga combinada que se presenta durante la marcha. Por tal motivo, se decide elaborar con unas dimensiones tales que puedan resistir estas cargas, ver Anexo B.

**Figura 46.** Acople inferior fabricado



Para la sujeción de cada una de las partes que conforman el sistema, se compraron piezas como tornillos bristol rosca métrica, tuercas, pasador roscado y la cabeza de articulación SKF.

#### **4.1.5 Costos**

**4.1.5.1 Costo de materiales.** En la Tabla 34 se lista la materia prima y piezas estándar que se compraron para la fabricación de la prótesis.

**Tabla 34.** Costo de materiales

CAN T.	DESCRIPCIÓN	VALOR UNITARIO	VALOR TOTAL
<b>Materia prima</b>			
1	Barra redonda de aluminio de 1.1/5 "	\$75.000	\$75.000
1	Platina lisa de aluminio 4"X 1/8"	\$20.000	\$20.000
1	Barra cuadrada de aluminio 2024 de 2"	\$35.000	\$35.000
1	Neopreno de 2.1/2" X 1/2"	\$20.000	\$20.000
1	Barra cuadrada de teflón de 2"	\$24.000	\$24.000
1	Lamina de acero inoxidable 7 cm X 25 cm X 3mm	\$25.000	\$25.000
1	Caucho sintético	\$20.000	\$20.000
<b>Piezas estándar</b>			
2	Tornillos bristol de M6 x 7mm	\$400	\$800
1	Tornillo bristol M6 x9 mm	\$400	\$400
4	Tornillos bristol M7 X 20 mm avellanados	\$500	\$2.000
4	Tornillos bristol de M6 x 30mm	\$700	\$2.800
4	Tornillos bristol M6 X 12 mm	\$600	\$2.400
1	Tornillo bristol M6 x8 mm	\$350	\$350
1	Esparrago para manzana de bicicleta	\$10.000	\$10.000
2	Tuercas M8	\$1.000	\$2.000
2	Cuñas de acero se 4 mm	\$4.000	\$8.000
1	Bisagra desmontable	\$20.000	\$20.000
2	Resorte para bisagra	\$10.000	\$20.000
1	Cabeza de articulación M8	\$15.000	\$15.000
<b>Total</b>			<b>\$302.750</b>

**4.1.5.2 Costo de manufactura.** Para que el costo de manufactura fuese económico, se fabricaron manualmente las piezas con ayuda de un torno automático, un equipo de soldadura, una tronzadora, una pulidora, un taladro vertical, un esmeril, una terraja, brocas y buriles con un bajo precio. En las Tabla 35 se puede apreciar el costo de manufactura.

**Tabla 35.** Costo de manufactura

PIEZA	MATERIAL	PESO [g]	CANT.	VALOR UNITARIO	VALOR TOTAL
Lámina unión de flanche	Aluminio 2024	40,21	1	\$24.000	\$24.000
Flanche sujetador	Aluminio 2024	80,70	1	\$70.000	\$70.000
Pilón superior	Aluminio 2024	225,08	1	\$150.000	\$150.000
Pilón inferior	Aluminio 2024	192,86	1	\$140.000	\$140.000
Pie	Acero inoxidable 321	397,81	1	\$70.000	\$70.000
Acople inferior	Aluminio 2024	166,97	1	\$80.000	\$80.000
Placas de reposicionamiento	Aluminio 2024	35,22	2	\$20.000	\$40.000
Placa limitadora	Teflón	24,53	1	\$40.000	\$40.000
<b>Total</b>					<b>\$614.000</b>

**Tabla 36.** Costo de procesos adicionales de manufactura

PROCESO	CANTIDAD	VALOR UNITARIO	VALOR TOTAL
Soldadura	1	\$50.000	\$50.000
Vulcanizado	2	\$20.000	\$40.000
Prensado	1	\$10.000	\$10.000
Brillo superficial	1	\$30.000	\$30.000
<b>Total</b>			<b>\$130.000</b>

En los costos directos de la prótesis, se tienen en cuenta los materiales, procesos de manufactura, procesos adicionales de manufactura y ensamblaje. Estos son exhibidos en la Tabla 37

**Tabla 37.** Costos directos de la prótesis

<b>COSTO</b>	<b>VALOR</b>
Materiales	\$302.750
Procesos de manufactura	\$614.000
Procesos adicionales de manufactura	\$130.000
Ensamble	\$50.000
<b>Total</b>	<b>\$1.096.750</b>

La tabla 38 muestra que los costos indirectos como el envío, embalaje y transportes; son parte esencial a la hora de poder adquirirla. Se toma como ejemplo el envío de la prótesis desde Bucaramanga hasta Bogotá, cuyo envío oscilara entre los veinticinco mil pesos (\$25.000) M/cte.

**Tabla 38.** Costos indirectos de la prótesis

<b>COSTO</b>	<b>VALOR</b>
Transporte	\$50.000
Envío	\$25.000
Embalaje	\$30.000
<b>Total</b>	<b>\$105.000</b>

**4.1.5.3 Costo total de la prótesis.** El precio total de la prótesis es el resultado de la suma de los costos directos en indirectos, exhibidos en la Tabla 39. Se hace un énfasis que en este costo no se tiene en cuenta el precio del socket, ya que este varía de acuerdo con las exigencias del usuario.

**Tabla 39.** Costo total de la prótesis

<b>COSTO</b>	<b>VALOR</b>
Costos indirectos	\$1.046.750
Costos directos	\$105.000
<b>Total</b>	<b>\$1.151.750</b>

**4.1.5.4 Peso total de la prótesis.** En la Tabla 40 se presenta detalladamente el peso de cada uno de los componentes que integra la prótesis y el peso total de la misma. El peso total de cada una de las prótesis que se elaboró, sin tener en cuenta el socket es de 1.282 [g]; mientras que el de la prótesis que usa el usuario es de 2062 [g].

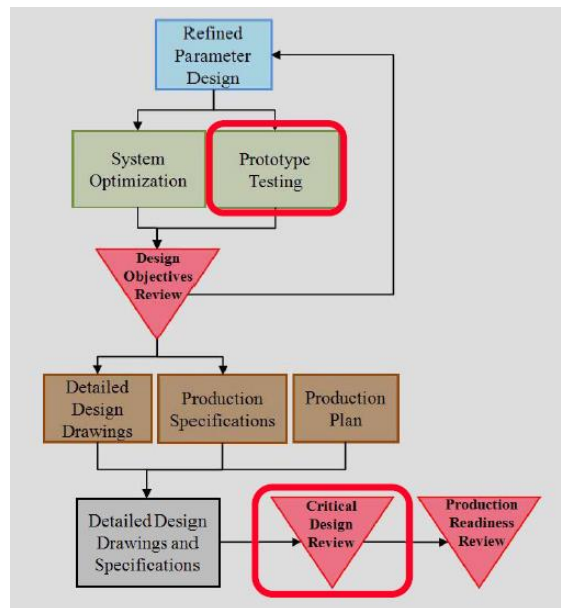
**Tabla 40.** Peso total de la prótesis

<b>CANTIDAD</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>PESO UNITARIO [G]</b>	<b>PESO TOTAL [G]</b>
1	Cabeza de articulación	33,76	33,76
4	Tornillos Bristol largos	3,95	15,8
1	Tornillo Bristol mediano	3,27	3,27
4	Tornillos Bristol cortos	2,63	10,52
2	Prisioneros Bristol pilón	1,32	2,64
1	Prisionero Bristol flanche	1,78	1,78
4	Tornillo Flanche	4,4	17,6
2	Prisioneros Bristol pie	1,02	2,04
1	Pasador	15,89	15,89
2	tuercas	3,31	6,62
1	placa de teflón	11,09	11,09
1	Caucho de teflón	13,44	13,44
1	Pilón inferior	192,86	192,86
1	Cuña de pilón	8,82	8,82
1	pilón superior	225,08	225,08
1	pie	397,81	397,81
1	Caucho pie	9,93	9,93
1	Acople inferior	166,97	166,97
1	Flache de sujeción	88,7	88,7
1	Placa limitadora	17,61	17,61
1	Platina del socket	40,21	40,21
<b>TOTAL</b>			<b>1282,44</b>

## 4.2 FASE C

En esta fase se realizaron modificaciones mínimas al prototipo que se diseñó y fabricó, con el fin que el usuario se sintiera más cómodo al momento pudiese realizar mejor la marcha.

**Figura 47.** Fase C



Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghthon, Michigan: Michigan Technological University

### 4.2.1 Modificación del sistema de altura.

Debido a que la distancia entre los orificios de la parte superior del socket era muy distante para la poder ajustar la altura de la pierna del paciente, se hizo necesario abrir otro agujero a 15 [mm] del centro de la perforación inferior. En la Figura 48 se muestra la distancia entre las perforaciones.

**Figura 48.** Modificación del sistema de altura



#### 4.2.2 Elaboración del empeine del pie

Como la prueba del prototipo se iba a realizar con calzado deportivo, se hizo necesario elaborar en un material flexible la forma del empeine del pie, cuyas funciones esenciales eran la de limitar la flexoextensión y preservando la forma original del calzado, evitando que la apariencia estética del mismo se viera afectada.

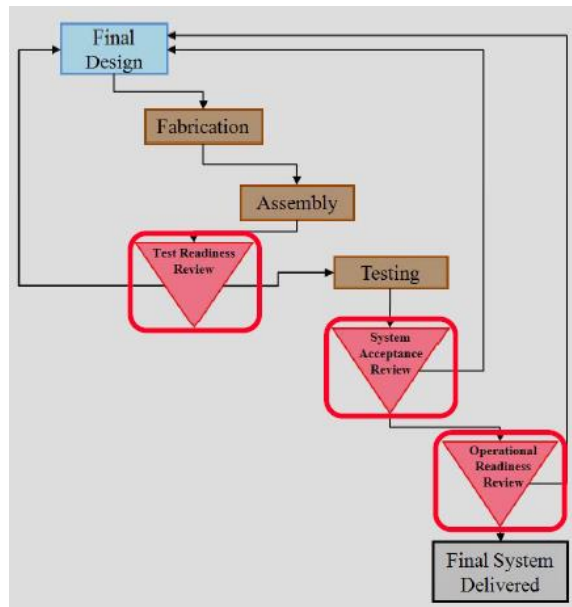
**Figura 49.** Pie con el empeine ensamblado



### 4.3 FASE D

En esta fase se ejecutaron las pruebas de marcha y confort del paciente, con el fin de verificar que el prototipo cumplió con los objetivos planteados.

**Figura 50.** Fase D



Fuente: GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghton, Michigan: Michigan Technological University

#### 4.3.1 Pruebas de verificación con el paciente

Prueba preliminar. Se efectuó una prueba con el modelo impreso en 3D para que el paciente verificara si el sistema de adaptabilidad estaba funcionando de manera correcta, ubicando el socket impreso en el muñón, En la Figura 51 se ilustra al paciente con el socket puesto, el cual sirvió para validar los materiales con los que se elaboró el sistema. El paciente evaluó la comodidad del modelo bajo la escala del Likert que se presenta en la Tabla 41.

**Imagen 51.** Prueba del socket



**Tabla 41.** Valoración del confort por parte del paciente, prueba preliminar

CONFORT	No satisfecho	No aplica	Satisfecho
	-1	0	1

**Fuente:** MORENO, Astrid. Desarrollo de un socket para amputación transtibial adaptable a los cambios de volumen del muñón. Modalidad práctica empresarial. Empresa líneas hospitalarias S.A.S. Bucaramanga, 2016. Trabajo de grado (Diseñadora Industrial). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico-mecánicas.

Durante el tiempo que el paciente utilizó la prótesis, se tomaron fotos y vídeos de la marcha que estaba realizando. Al finalizar la prueba, se le realizó una encuesta

basada en el test de TAPES y valorado por la escala de Likert. La Tabla 43 muestra los resultados de la valoración que hizo el paciente.

**Tabla 42.** Resultados de la prueba de uso

	Totalmente en desacuerdo	En desacuerdo	No aplica	De acuerdo	Totalmente de acuerdo
	-2	-1	0	1	2
comprendí como se usa el dispositivo					x
El dispositivo ayuda a mantener ajustada la prótesis				x	
El dispositivo realiza la tarea (ajustar) con facilidad					x
El dispositivo es cómodo				x	
Utilizando el dispositivo siento que la prótesis no tiene efecto de pistoneo (movimiento del encaje sobre el muñón)				x	
Estéticamente me gusta el aspecto general del dispositivo					x
Comparada con mi antigua prótesis, la comodidad de esta nueva prótesis me parece mejor					x
Yo estaría dispuesto a adquirir y usar este dispositivo si estuviera disponible en el mercado				x	
				4	8
<b>Total</b>					12

**Fuente:** MORENO, Astrid. Desarrollo de un socket para amputación transtibial adaptable a los cambios de volumen del muñón. Modalidad práctica empresarial. Empresa líneas hospitalarias S.A.S. Bucaramanga, 2016. Trabajo de grado (Diseñadora Industrial). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico-mecánicas.

La calificación realizada por el paciente al modelo funcional es de 12 sobre 18 puntos, demostrando que el sistema de adaptabilidad tiene una buena calificación.

De los resultados obtenidos por el laboratorio de cinemática, se evidencia una disminución de la prótesis desarrollada en las variables de cadencia y velocidad, longitud de paso corto, longitud de paso largo y período de apoyo con respecto a la prótesis del paciente; esto es debido a que el paciente ya está acostumbrado a la prótesis que tiene por más de tres años, y se le hace difícil poder manipular una nueva prótesis en tan poco tiempo, por lo que él tiene un especial cuidado del mismo al caminar. La marcha se realiza a una velocidad constante, la cual se muestra en la Figura 52.

**Imagen 52.** Prueba de marcha a velocidad constante



### **4.3.2 Manual básico para el mantenimiento de la prótesis**

El procedimiento que se debe realizar es:

- Verificar por medio de inspección visual que no existan fallas en los componentes, de ser así, se debe suspender la portabilidad de la prótesis y reemplazar el o los componentes que estén dañados por otros nuevos de las mismas características.
- Para garantizar una excelente funcionalidad de la cabeza de articulación y prolongar su vida útil, cada mes se debe suministrar grasa de litio al engrasador en el cabezal de alojamiento.
- Con un trapo seco, semanalmente se debe limpiar las partes exteriores de la prótesis, como son el pilón, el pie y el socket. Esta limpieza se debe hacer con el fin de evitar que se acumule suciedad y otros agentes externos que puedan ocasionar el deterioro de ésta.

## 5. CONCLUSIONES

Siguiendo la metodología del proceso de diseño de la NASA ESMD Capstone Design y a partir de los requerimientos que se tuvieron en cuenta a la hora del diseño, se consiguió diseñar y construir un prototipo totalmente seguro, funcional y económico.

Durante la investigación realizada de las prótesis disponibles en el mercado, se evidencia que para adquirirlas en muchos casos no es posible, debido al alto costo que éstas tienen en el mercado.

Se diseñó y fabricó una prótesis con piezas fáciles de manufacturar, reduciendo los costos de producción y facilitando así la adquisición de ésta.

Esta prótesis es más económica y se asemeja a la funcionalidad de una existente en el mercado de baja movilidad. Sin contar el socket, el cual es a gusto del paciente, el valor de las de baja movilidad se encuentra en un rango de tres (3'000.000) a seis millones de pesos (6 '000.000) M/cte, mientras que la realizada tiene un valor de un millón cuarenta y seis mil setecientos cincuenta pesos (1.046.750) M/cte.

Con el prototipo fabricado se eliminó el problema de hiperextensión de rodilla presente en la prótesis de control, por lo tanto ayuda a evitar problemas futuros de salud como producto de una mala marcha.

El peso y costo total de esta prótesis está por debajo de los valores establecido en los objetivos planteados desde el inicio del diseño.

## 6. RECOMENDACIONES

Se recomienda evitar al máximo el impacto ocasionado por caída libre, pues, aunque fue diseñada para soportar carga y altura elevadas, el paciente puede sufrir lesiones de cualquiera de los miembros inferiores, ocasionando una sensibilidad irreversible en la zona amputada.

Para una mayor vida útil de la prótesis, se recomienda al usuario que haga un buen ajuste en la altura del pilón; anexo, debe lubricar la cabeza de articulación cada veinte días para evitar la falla total de ésta.

Para mejorar la movilidad y seguir reduciendo peso, se recomienda investigar en los nuevos materiales compuestos que tengan las mismas o mejores propiedades mecánicas de los que se utilizaron en este proyecto.

Para futuras investigaciones de este tipo de proyectos, se recomienda que se trabaje en equipo con otras disciplinas, como lo son ortopedia, prótesis, fisioterapia, trabajo social, diseño industrial. Pues con la experiencia de las personas involucradas en el campo de la investigación de la biomecánica humana, se pueden obtener mejores prototipos con cómodos precios de adquisición.

## BIBLIOGRAFÍA

NAVAS, Oscar y ROMERO, Walter. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL DE BAJO COSTO CON MOVILIDAD EN LOS PLANOS SAGITAL Y FRONTAL. Bucaramanga, 2016. Trabajo de grado (Ingeniero mecánico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico-mecánicas.

ARGÜELLO, Álvaro y SILVA, Sergio. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL DE BAJO COSTO Y MOVILIDAD MEJORADA. Bucaramanga, 2014. Trabajo de grado (Ingeniero mecánico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico-mecánicas.

DANE. Dirección de Censos y Demografía. Marzo 2010 [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/demografia-y-poblacion/discapacidad>

Dirección para la Acción Integral contra Minas Antipersonal. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx>

DISCAPACIDAD COLOMBIA. Registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible

en: <http://discapacidadcolombia.com/index.php/estadisticas/154-estadisticas-en-discapacidad>

Constitución política de Colombia. [en línea]. [Consultado: 20 febrero 2017]. Disponible en: <http://www.corteconstitucional.gov.co/?bTy>. p. 17

SCHOPPEN Tanneke. Physical, Mental, and Social Predictors of Functional Outcome in Unilateral Lower-Limb Amputees. [en línea]. [Citado: 21 febrero 2017]. Disponible en: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)04952-3/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)04952-3/pdf). pdf. 9 p

AMERICAN ORTHOPAEDIC FOOT & ANKLE SOCIETY. Prosthetics. [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Disponible en: <http://www.aofas.org/footcaremd/how-to/footwear/Pages/Prosthesis.aspx>

ROMERO, Balvina. Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragenicular en humanos. Trabajo de ingeniera en diseño gráfico. Rio Bamba: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. pp. 40-41.

VERA, P. La biomecánica deportiva. En: Monografía de la serie Deportes. Málaga, 1994. p. 361-369.

WIKIPEDIA. Biomecánica. [en línea]. [Consultado: 01 mayo 2017]. Disponible en: [https://es.wikipedia.org/wiki/Biomec%C3%A1nica#cite\\_ref-3](https://es.wikipedia.org/wiki/Biomec%C3%A1nica#cite_ref-3)

Olmos, Douglas. Biomecánica del tobillo. [en línea]. [Consultado: 14 de mayo 2017]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/TraumaHCM/biomecnica-del-tobillo>.

EPOS. Abordaje práctico mediante TCMC de las fracturas del tobillo y pie en la urgencia. [en línea]. [Consultado: 15 mayo 2017]. Disponible en: [http://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewimage&task=&mediafile\\_id=583297&201403172238.gif](http://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewimage&task=&mediafile_id=583297&201403172238.gif)

Snedeker, Jess; WIRTH, Stephan y ESPINOSA, Norman. Biomechanics of the normal and arthritic ankle joint. ScienceDirect [en línea]. [Consultado: 15 mayo 2017]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2012.08.001>. Pdf

SOUS, José et al. Bases biomecánicas del tobillo. [en línea]. Consultado: 28 febrero 2017]. Disponible en: [http://repositorio.ulpgc.es/bitstream/10553/5753/1/0514198\\_00024\\_0002.pdf](http://repositorio.ulpgc.es/bitstream/10553/5753/1/0514198_00024_0002.pdf)

CENTRO BIÓNICO. Niveles de amputación. [en línea]. [Consultado 16 mayo 2017]. Disponible en: <http://centrobionico.com/pages/protesis.php>

GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Desing. Houghton, Michigan: Michigan Technological University. p. 1118.

ARQHYS. Factores de carga. [en línea]. [Citado: 29 abril, 2017]. Disponible en: <http://www.arqhys.com/construccion/carga-factores.html>

OTTOBOCK. Amputación transtibial. [en línea]. [Consultado 16 mayo 2017]. Disponible en: <http://www.ottobock.es/protesica/informaci%C3%B3n-para->

amputados/de-la-amputaci%C3%B3n-a-la-rehabilitaci%C3%B3n/altura-de-la-amputaci%C3%B3n/

VERA, Pedro. Biomecánica de la marcha humana. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf). pp. 37-46

WIKIWAND. Sectional planes. [en línea]. [Consultado: 14 mayo 2017]. Disponible en: [http://www.wikiwand.com/pt/Plano\\_sagital](http://www.wikiwand.com/pt/Plano_sagital)

Mott, Robert. Machine elements in mechanical design. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, 2004. p. 894. ISBN 0-13-061885-3

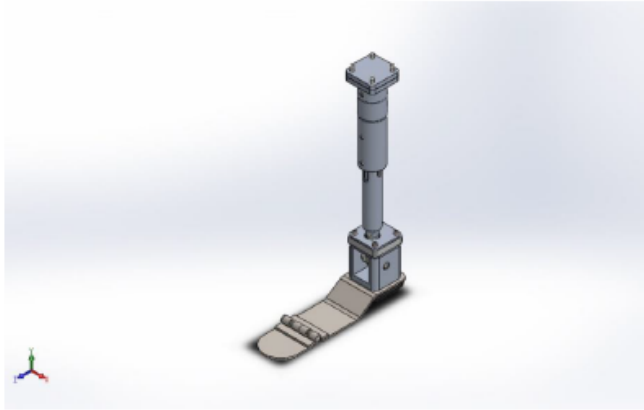
SKF. Catálogo de Rótulas y cabezas de articulación [2001]. [en línea]. [Consultado: 9 de septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.sytrans.es/docs/cms/documento-1-1361274842.pdf>. p. 112

SOLIDWORKS. Factor de carga crítica de pandeo. [en línea]. [Consultado: 15 de septiembre 2017]. Disponible en: [http://help.solidworks.com/2010/spanish/solidworks/cworks/legacyhelp/simulation/analysisbackground/bucklinganalysis/buckling\\_load\\_factor.htm](http://help.solidworks.com/2010/spanish/solidworks/cworks/legacyhelp/simulation/analysisbackground/bucklinganalysis/buckling_load_factor.htm)

XL WINTER, David A. Biomechanics and motor control human movement. John Wiley/Sons, Inc. Waterloo 1990

# ANEXOS

## Anexo A. Simulaciones de carga para la prótesis



**Descripción**  
No hay datos

### Simulación de Prótesis Transtibial K3 Simulación

Fecha: domingo, 16 de septiembre de 2017  
Diseñador: Nicolas Lopez, Carlos Peña  
Nombre de estudio: Pandeo 1  
Tipo de análisis: Pandeo







#### Tabla de contenidos

Descripción .....	1
Suposiciones .....	2
Información de modelo .....	2
Propiedades de estudio.....	5
Unidades .....	5
Propiedades de material .....	6
Cargas y sujeciones.....	10
Definiciones de conector .....	11
Información de contacto .....	13
Información de malla .....	17
Detalles del sensor .....	19
Resultados del estudio .....	20
Conclusión .....	21



Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulación (3)  
 Configuración actual: Predeterminado

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Saliente-Extruir1 	Sólido	Masa:0.00366265 kg Volumen:4.57832e-007 m <sup>3</sup> Densidad:8000 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.035894 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Cuña del flanche.SLDPRT Sep 16 21:50:58 2017
Saliente-Extruir1 	Sólido	Masa:0.00778374 kg Volumen:1.06627e-006 m <sup>3</sup> Densidad:7300 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.0762806 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Cuña del pilón.SLDPRT Sep 16 21:50:58 2017

<p>Redondeo5</p> 	Sólido	<p>Masa:0.0792394 kg  Volumen:2.85034e-005 m<sup>3</sup>  Densidad:2780 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.776546 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Flanche de sujeción.SLDPRT  Sep 16 19:34:08 2017</p>
<p>Redondeo13</p> 	Sólido	<p>Masa:0.202391 kg  Volumen:7.28024e-005 m<sup>3</sup>  Densidad:2780 kg/m<sup>3</sup>  Peso:1.98343 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Pilón inferior.SLDPRT  Sep 16 23:13:17 2017</p>
<p>Redondeo11</p> 	Sólido	<p>Masa:0.252824 kg  Volumen:9.09438e-005 m<sup>3</sup>  Densidad:2780 kg/m<sup>3</sup>  Peso:2.47767 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Pilón superior.SLDPRT  Sep 15 13:35:52 2017</p>
<p>Hex</p> 	Sólido	<p>Masa:0.00154292 kg  Volumen:1.92864e-007 m<sup>3</sup>  Densidad:8000 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.0151206 N</p>	<p>C:\SOLIDWORKS Data\browser\Ansi Metric\bolts and screws\set screws (socket)\socket set screw flat point_am.sldprt  Sep 15 19:33:55 2017</p>
<p>Hex</p> 	Sólido	<p>Masa:0.00154292 kg  Volumen:1.92864e-007 m<sup>3</sup>  Densidad:8000 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.0151206 N</p>	<p>C:\SOLIDWORKS Data\browser\Ansi Metric\bolts and screws\set screws (socket)\socket set screw flat point_am.sldprt  Sep 15 19:33:55 2017</p>
<p>Hex</p> 	Sólido	<p>Masa:0.00109053 kg  Volumen:1.36316e-007 m<sup>3</sup>  Densidad:8000 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.0106872 N</p>	<p>C:\SOLIDWORKS Data\browser\Ansi Metric\bolts and screws\set screws (socket)\socket set screw flat point_am.sldprt  Sep 15 19:33:55 2017</p>

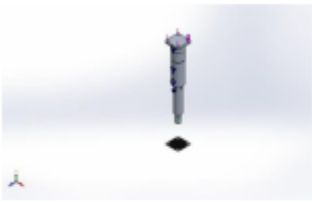
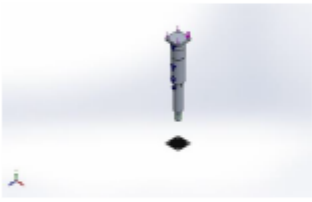
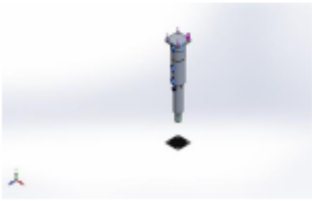
### Propiedades de estudio



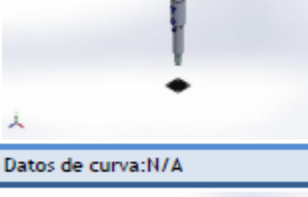

Nombre de estudio	Pandeo 1
Tipo de análisis	Pandeo
Tipo de malla	Malla sólida
Número de modos	1
Tipo de solver	FFEPlus
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado)

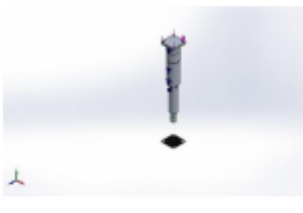


### Unidades

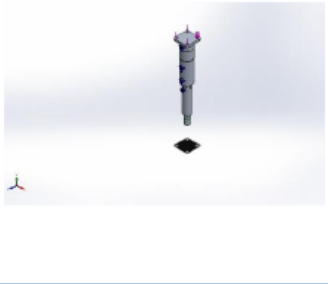
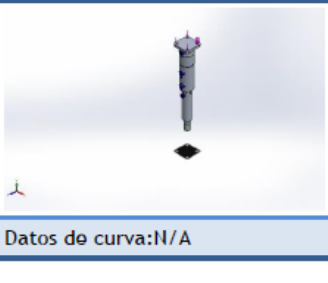
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m <sup>2</sup>

## Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: 1.4116 (X50CrMoV15)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 7.85e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 8.5e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Densidad: 7700 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo elástico: 2.15e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.28</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.1e-005 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Cuña del flanche-1),</p> <p>Sólido 1(Hex)(socket set screw flat point_am-3),</p> <p>Sólido 1(Hex)(socket set screw flat point_am-4),</p> <p>Sólido 1(Hex)(socket set screw flat point_am-6)</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: Aleación 2024</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 7.58291e+007 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 1.86126e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Densidad: 2800 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo elástico: 7.3e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.33</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 2.3e-005 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Cuña del pilón-1)</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 347 Acero inoxidable recocido (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 2.75e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 6.55e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Densidad: 8000 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo elástico: 1.95e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.27</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.7e-005 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(Redondeo5)(Flanche de sujeción-1),</p> <p>Sólido 1(Redondeo13)(Pilón inferior-1),</p> <p>Sólido 1(Redondeo11)(Pilón superior-1)</p>

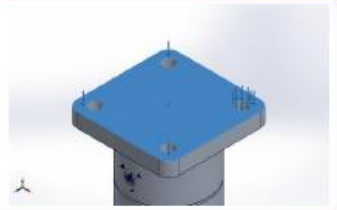
	<p>Nombre: Acero aleado fundido  Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal  Criterio de error predeterminado: Desconocido  Límite elástico: 2.41275e+008 N/m<sup>2</sup>  Límite de tracción: 4.48082e+008 N/m<sup>2</sup>  Densidad: 7300 kg/m<sup>3</sup>  Módulo elástico: 1.9e+011 N/m<sup>2</sup>  Coeficiente de Poisson: 0.26  Coeficiente de dilatación térmica: 1.5e-005 /Kelvin</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p>Nombre: 3.1355 (EN-AW 2024)  Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal  Criterio de error predeterminado: Desconocido  Límite elástico: 2.9e+008 N/m<sup>2</sup>  Límite de tracción: 4.4e+008 N/m<sup>2</sup>  Densidad: 2780 kg/m<sup>3</sup>  Módulo elástico: 7e+010 N/m<sup>2</sup>  Coeficiente de Poisson: 0.3897  Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-005 /Kelvin</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p>Nombre: NEOPRENO  Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal  Criterio de error predeterminado: Desconocido  Densidad: 1292 kg/m<sup>3</sup></p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p>Nombre: AISI 321 Acero inoxidable recocido (SS)  Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal  Criterio de error predeterminado: Desconocido  Límite elástico: 2.34422e+008 N/m<sup>2</sup></p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>

	<b>Límite de tracción:</b> 6.2e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Densidad:</b> 8000 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27 <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.7e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Caucho natural <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite de tracción:</b> 2e+007 N/m <sup>2</sup> <b>Densidad:</b> 960 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo elástico:</b> 10000 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.45	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> AISI 316 Chapa de acero inoxidable (SS) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 1.72369e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 5.8e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Densidad:</b> 8000 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27 <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.6e-005 /Kelvin	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 1.37895e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 5.5e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Densidad:</b> 8000 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.3	<Material_ComponentList1/>

	<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	1.6e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A			
	<b>Nombre:</b>	AISI 1045 Acero estirado en frío	<Material_ComponentList1/>
	<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal	
	<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Desconocido	
	<b>Límite elástico:</b>	5.3e+008 N/m^2	
	<b>Límite de tracción:</b>	6.25e+008 N/m^2	
	<b>Densidad:</b>	7850 kg/m^3	
	<b>Módulo elástico:</b>	2.05e+011 N/m^2	
	<b>Coefficiente de Poisson:</b>	0.29	
	<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	1.2e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A			
	<b>Nombre:</b>	PTFE (general)	<Material_ComponentList1/>
	<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal	
	<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Desconocido	
	<b>Límite de tracción:</b>	7.58e+006 N/m^2	
	<b>Densidad:</b>	2320 kg/m^3	
Datos de curva:N/A			

## Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		<b>Entidades:</b> 1 cara(s) <b>Tipo:</b> Geometría fija
Sobre caras cilíndricas-1		<b>Entidades:</b> 1 cara(s) <b>Tipo:</b> Sobre caras cilíndricas <b>Traslación:</b> 0, 0 rad., 0 <b>Unidades:</b> mm

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		<b>Entidades:</b> 1 cara(s) <b>Tipo:</b> Aplicar fuerza normal <b>Valor:</b> 4000 N

### Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	5.79355 mm
Tolerancia	0.289677 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

### Información de malla - Detalles

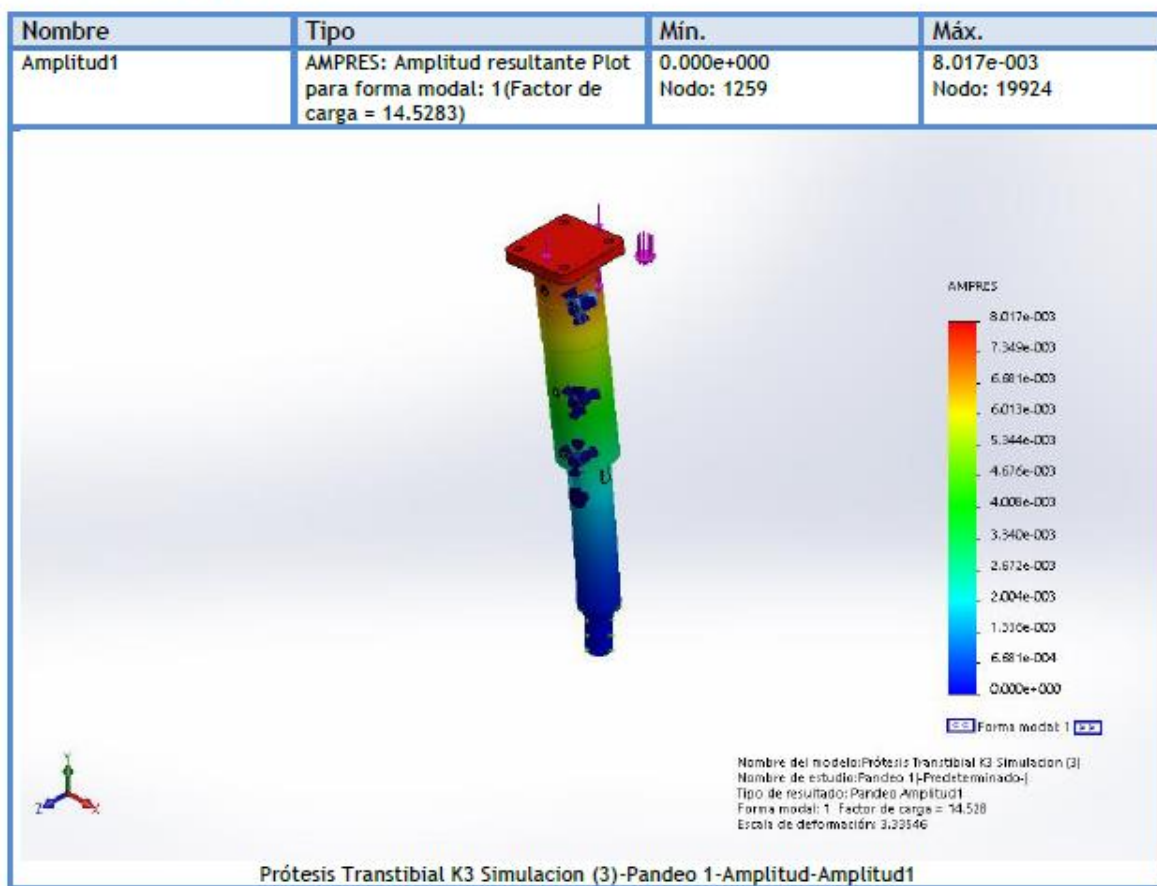
Número total de nodos	119237
Número total de elementos	75521
Cociente máximo de aspecto	78.35
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	96.6
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.128
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:10
Nombre de computadora:	Nicolás López Suárez



### Información sobre el control de malla:

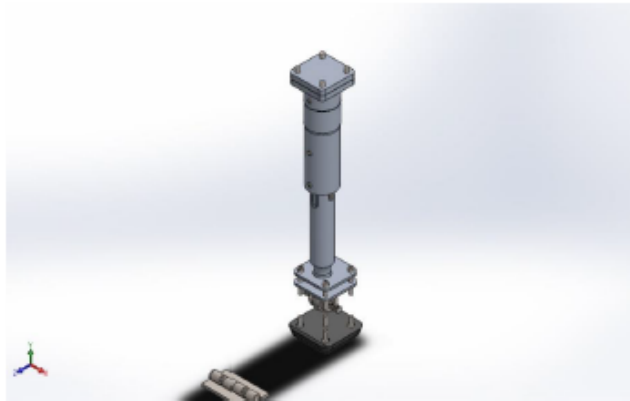
Nombre del control de malla	Imagen del control de malla	Detalles del control de malla
Control-1		<b>Entidades:</b> 1 Sólido(s) <b>Unidades:</b> mm <b>Tamaño:</b> 2.89678 <b>Coefficiente:</b> 1.5

### Resultados del estudio



### Lista de modos

Modo n°.	Factor de carga
1	14.528



**Descripción**  
No hay datos

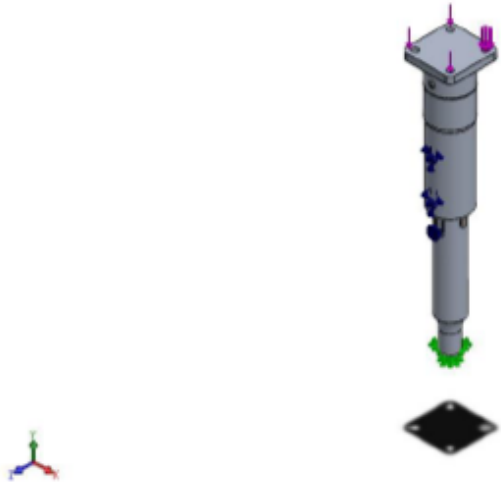


## Simulación de Prótesis Transtibial K3 Simulación (3)







Fecha: martes, 17 de octubre de 2017  
Diseñador: Nicolas Lopez, Carlos Peña  
Nombre de estudio: Análisis estático 1  
Tipo de análisis: Análisis estático

### Tabla de contenidos

Descripción .....	1
Suposiciones .....	2
Información de modelo .....	2
Propiedades de estudio .....	5
Unidades .....	5
Propiedades de material .....	6
Cargas y sujeciones.....	11
Definiciones de conector .....	12
Información de contacto .....	14
Información de malla .....	18
Detalles del sensor .....	20
Fuerzas resultantes.....	20
Vigas .....	20
Resultados del estudio.....	21
Conclusión .....	24

## Información de modelo

			
Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulación (3) Configuración actual: Predeterminado			
Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Saliente-Extruir1 	Sólido	Masa:0.00352531 kg Volumen:4.57832e-007 m <sup>3</sup> Densidad:7700 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.034548 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\Cuña del flanche.SLDPRT Sep 12 21:50:58 2017
Saliente-Extruir1 	Sólido	Masa:0.00778374 kg Volumen:1.06627e-006 m <sup>3</sup> Densidad:7300 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.0762806 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\Cuña del pilón.SLDPRT Sep 12 21:50:58 2017

<p>Redondeo5</p> 	Sólido	<p>Masa:0.0792394 kg  Volumen:2.85034e-005 m<sup>3</sup>  Densidad:2780 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.776546 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\Flanche de sujeción.SLDprt  Sep 13 19:34:08 2017</p>
<p>Redondeo13</p> 	Sólido	<p>Masa:0.202391 kg  Volumen:7.28024e-005 m<sup>3</sup>  Densidad:2780 kg/m<sup>3</sup>  Peso:1.98343 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\Pilón inferior.SLDprt  Sep 13 23:13:17 2017</p>
<p>Redondeo11</p> 	Sólido	<p>Masa:0.254643 kg  Volumen:9.09438e-005 m<sup>3</sup>  Densidad:2800 kg/m<sup>3</sup>  Peso:2.4955 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\Pilón superior.SLDprt  Sep 14 19:53:10 2017</p>
<p>Hex</p> 	Sólido	<p>Masa:0.00154292 kg  Volumen:1.92864e-007 m<sup>3</sup>  Densidad:8000 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.0151206 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\socket set screw flat point_am.sldprt  Sep 14 23:18:27 2017</p>
<p>Hex</p> 	Sólido	<p>Masa:0.00154292 kg  Volumen:1.92864e-007 m<sup>3</sup>  Densidad:8000 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.0151206 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\socket set screw flat point_am.sldprt  Sep 14 23:18:27 2017</p>
<p>Hex</p> 	Sólido	<p>Masa:0.00109053 kg  Volumen:1.36316e-007 m<sup>3</sup>  Densidad:8000 kg/m<sup>3</sup>  Peso:0.0106872 N</p>	<p>C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado\socket set screw flat point_am.sldprt  Sep 14 23:18:27 2017</p>

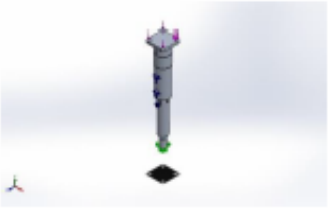
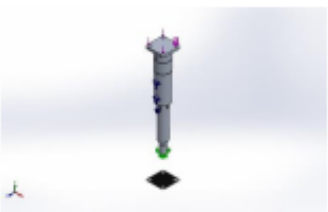
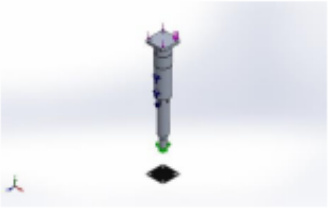
### Propiedades de estudio

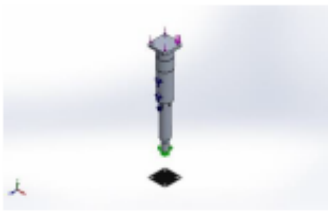

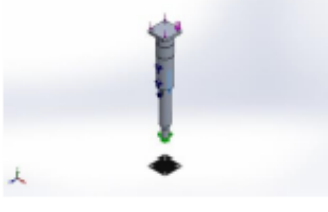
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Proyecto de grado)

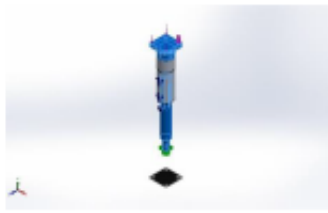



### Unidades




Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m <sup>2</sup>



## Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: Bronce de aluminio</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 2.75742e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 5.51485e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 1.1e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3</p> <p>Densidad: 7400 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo cortante: 4.3e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.7e-005 /Kelvin</p>	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Cuña del flanche-1)
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: 1.4116 (X50CrMoV15)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 7.85e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 8.5e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 2.15e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.28</p> <p>Densidad: 7700 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo cortante: 7.9e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.1e-005 /Kelvin</p>	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Cuña del pilón-1)
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 321 Acero inoxidable recocido (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 2.34422e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 6.2e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 1.93e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.27</p> <p>Densidad: 8000 kg/m<sup>3</sup></p>	Sólido 1(Redondeo5)(Flanche de sujeción-1), Sólido 1(Redondeo13)(Pilón inferior-1)

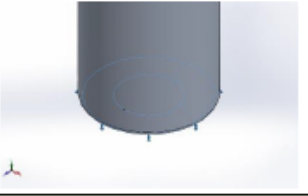
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Aleación 2024 <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 7.58291e+007 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 1.86126e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 7.3e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.33 <b>Densidad:</b> 2800 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 2.8e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 2.3e-005 /Kelvin	Sólido 1(Redondeo11)(Pilón superior-1)
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Acero inoxidable fundido <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Módulo elástico:</b> 1.9e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.26 <b>Densidad:</b> 7700 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 7.9e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.5e-005 /Kelvin	Sólido 1(Hex)(socket set screw flat point_am-3), Sólido 1(Hex)(socket set screw flat point_am-4), Sólido 1(Hex)(socket set screw flat point_am-6)
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Acero aleado fundido <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 2.41275e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 4.48082e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.9e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.26 <b>Densidad:</b> 7300 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 7.8e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.5e-005 /Kelvin	<Material_ComponentList1/>

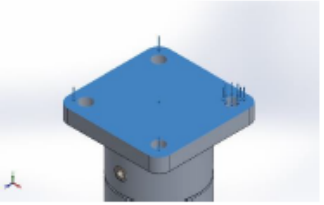
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> 3.1355 (EN-AW 2024) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 2.9e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 4.4e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.3897 <b>Densidad:</b> 2780 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 2.7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 2.4e-005 /Kelvin	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> NEOPRENO <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Densidad:</b> 1292 kg/m <sup>3</sup>	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Caucho natural <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite de tracción:</b> 2e+007 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 10000 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.45 <b>Densidad:</b> 960 kg/m <sup>3</sup>	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> AISI 316 Chapa de acero inoxidable (SS) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 1.72369e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 5.8e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 0.27	<Material_ComponentList1/>

Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 1.37895e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 5.5e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 1.93e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3</p> <p>Densidad: 8000 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.6e-005 /Kelvin</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 1045 Acero estirado en frío</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 5.3e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 6.25e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 2.05e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.29</p> <p>Densidad: 7850 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo cortante: 8e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.2e-005 /Kelvin</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: 3.1325 (EN-AW 2017A)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 2.45e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 3.9e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 7e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3897</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>

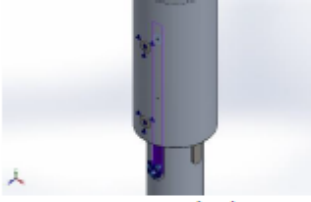
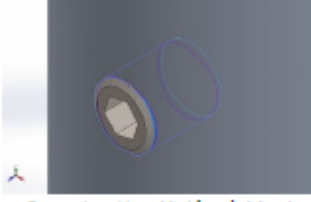
	<b>Densidad:</b> 2800 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 2.7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 2.4e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> PTFE (general) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite de tracción:</b> 7.58e+006 N/m <sup>2</sup> <b>Densidad:</b> 2320 kg/m <sup>3</sup>	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> AISI 347 Acero inoxidable recocido (SS) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx. <b>Límite elástico:</b> 2.75e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 6.55e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.95e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27 <b>Densidad:</b> 8000 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 7.7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.7e-005 /Kelvin	<Material_ComponentList1/>
Datos de curva:N/A		

### Cargas y sujeciones

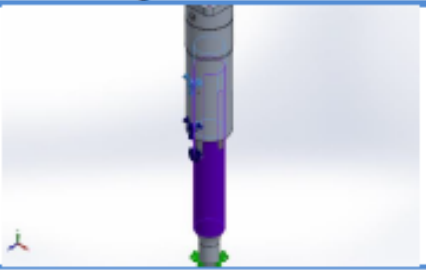
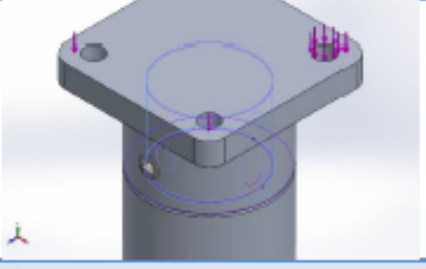
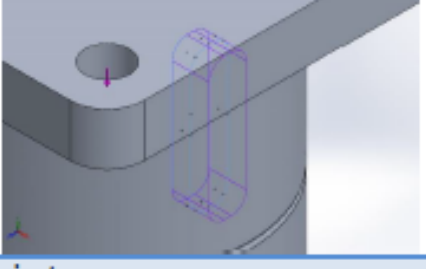
Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción			
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija			
<b>Fuerzas resultantes</b>					
Componentes	X	Y	Z	Resultante	
Fuerza de reacción(N)	3.57628e-006	500	-1.13249e-006	500	
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0	

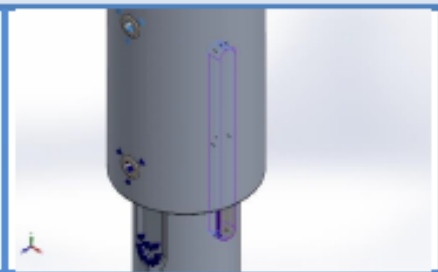
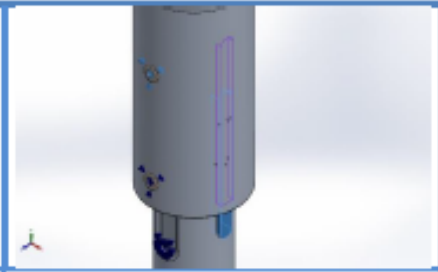
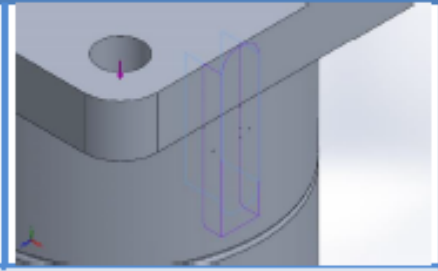
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga			
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 500 N			

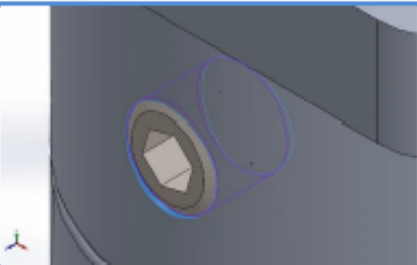
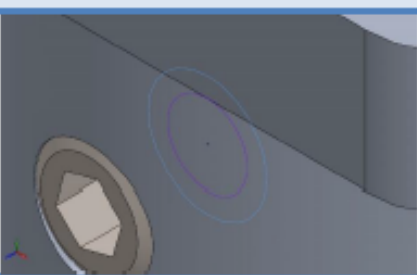
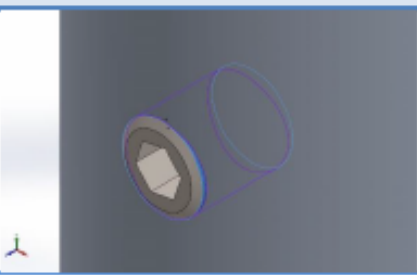
## Definiciones de conector

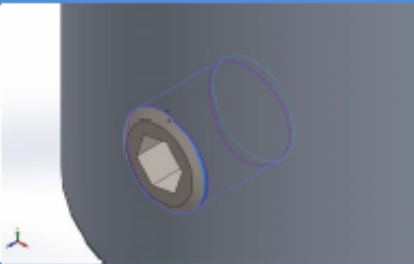
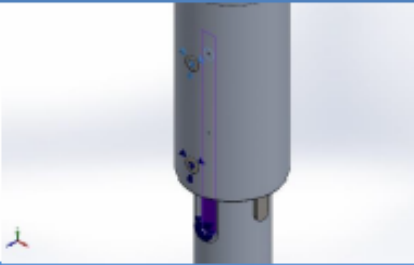

Nombre de conector	Detalles del conector	Imagen del conector
Conector tipo Unión rígida-1	Entidades: 2 cara(s) Tipo: Unión rígida	 <p data-bbox="1133 541 1401 573">Conector tipo Unión rígida-1</p>
Conector tipo Unión rígida-2	Entidades: 2 cara(s) Tipo: Unión rígida	 <p data-bbox="1133 783 1401 814">Conector tipo Unión rígida-2</p>
Conector tipo Unión rígida-3	Entidades: 2 cara(s) Tipo: Unión rígida	 <p data-bbox="1133 1024 1401 1056">Conector tipo Unión rígida-3</p>
Conector tipo Unión rígida-4	Entidades: 2 cara(s) Tipo: Unión rígida	 <p data-bbox="1133 1266 1401 1297">Conector tipo Unión rígida-4</p>

## Información de contacto

Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto		
Contacto-1		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 2 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	0.17104	9.1908	1.5405	9.3206
Contacto-3		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 4 cara(s)</p> <p>Avanzado: Superficie a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	0.035418	0.091628	0.053613	0.11191
Contacto-4		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 18 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	2.0805E-018	-3.4694E-018	-0.043357	0.043357

Contacto-5		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 18 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nudo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	-9.1946	-1.5543E-015	1.8418	9.3773
Contacto-6		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 6 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nudo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	11.158	0.0030035	-0.41396	11.166
Contacto-7		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 6 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nudo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	-8.6736E-019	5.3583	0.015367	5.3583

Contacto-8		<p><b>Tipo:</b> Sin par de contacto de penetración</p> <p><b>Entidades:</b> 2 cara(s)</p> <p><b>Avanzado:</b> Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	-1.4433E-015	-1.1102E-015	6.6407E-019	1.8209E-015
Contacto-9		<p><b>Tipo:</b> Sin par de contacto de penetración</p> <p><b>Entidades:</b> 2 cara(s)</p> <p><b>Avanzado:</b> Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	0	0	-2.1684E-019	2.1684E-019
Contacto-10		<p><b>Tipo:</b> Sin par de contacto de penetración</p> <p><b>Entidades:</b> 2 cara(s)</p> <p><b>Avanzado:</b> Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	-0.022684	4.0371E-006	-0.13855	0.14039

Contacto-11		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 2 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	9.992E-016	-5.4401E-015	-1.9021E-017	5.5311E-015
Contacto-12		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 2 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	0	0	-6.9729	6.9729
Contacto-13		<p>Tipo: Sin par de contacto de penetración</p> <p>Entidades: 2 cara(s)</p> <p>Avanzado: Nodo a superficie</p>		
<b>Fuerza de contacto/rozamiento</b>				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de contacto(N)	0	0	-16.388	16.388

### Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño máximo de elemento	11.5871 mm
Tamaño mínimo del elemento	2.31742 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

### Información de malla - Detalles

Número total de nodos	118678
Número total de elementos	75649
Cociente máximo de aspecto	23.166
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	97.4
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.0251
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:07
Nombre de computadora:	Nicolás López Suárez



**Información sobre el control de malla:**

Nombre del control de malla	Imagen del control de malla	Detalles del control de malla
Control-1		Entidades: 8 Sólido(s) Unidades: mm Tamaño: 2.89678 Coeficiente: 1.5

**Fuerzas resultantes**

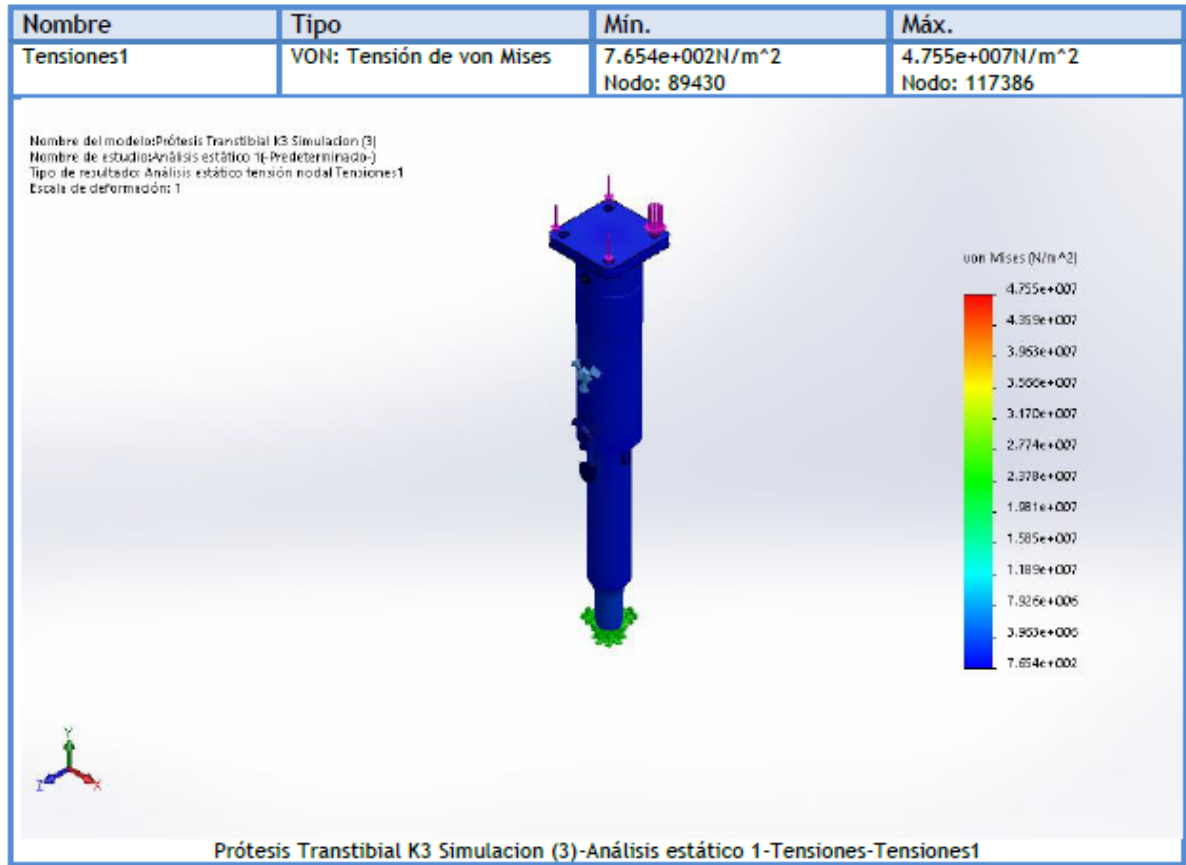
**Fuerzas de reacción**

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	3.57628e-006	500	-1.13249e-006	500

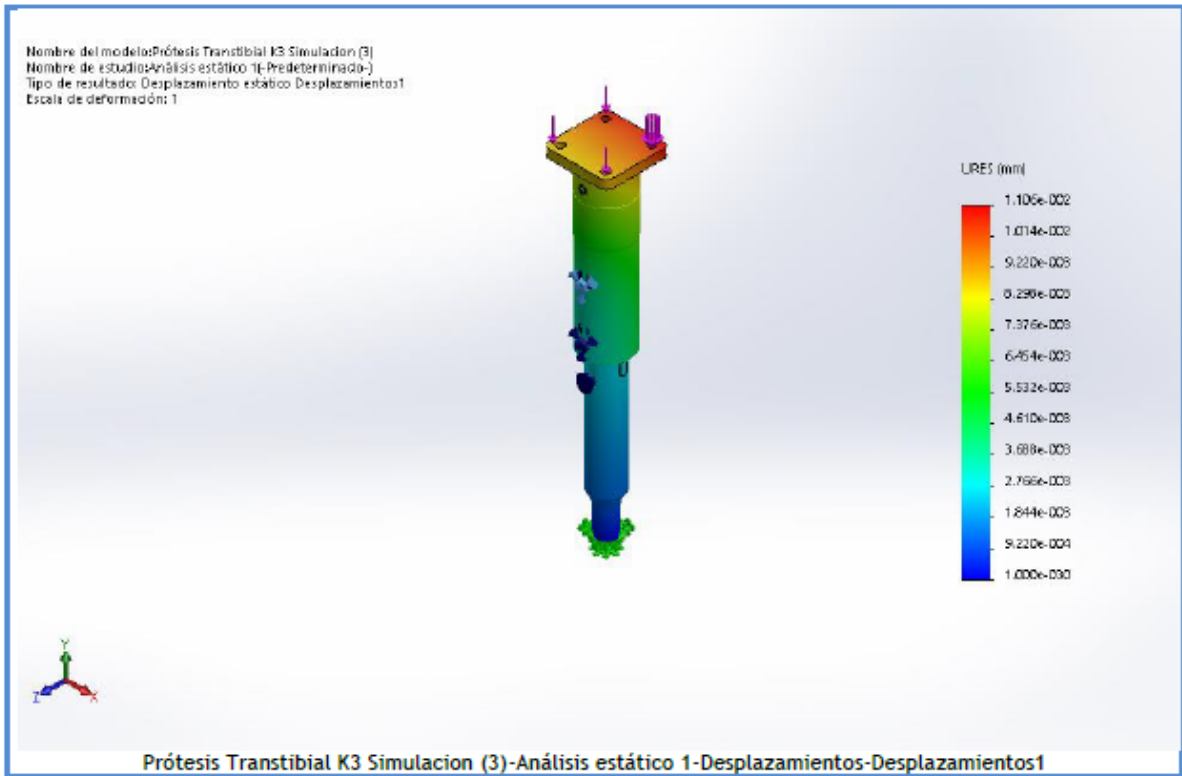
**Momentos de reacción**

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

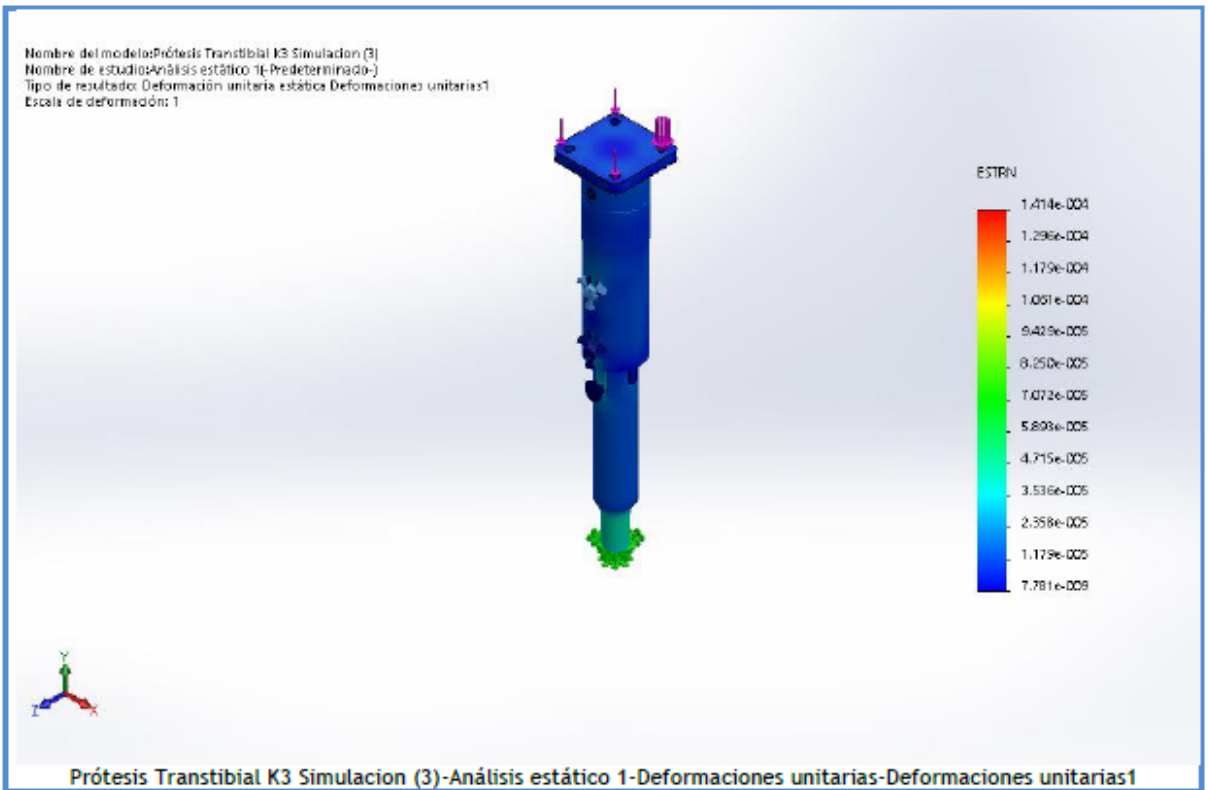
## Resultados del estudio



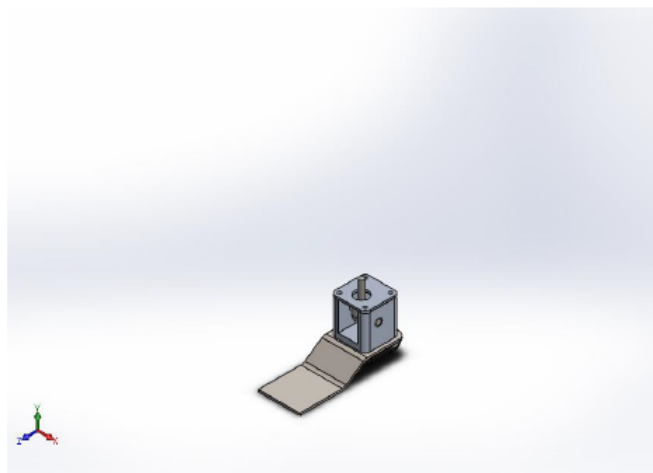
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+000mm Nodo: 22903	1.106e-002mm Nodo: 2328



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	7.781e-009 Elemento: 236	1.414e-004 Elemento: 75117



Nombre	Tipo	Min.	Máx.
Factor de seguridad1	Tensión de von Mises máx.	5.783e+000 Nodo: 117386	3.201e+005 Nodo: 89430



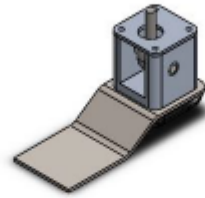
**Descripción**  
No hay datos

## Simulación de Prótesis Transtibial K3 Simulación

**Fecha:** domingo, 18 de septiembre de 2017  
**Diseñador:** Nicolas Lopez, Carlos Peña  
**Nombre de estudio:** Caída 1  
**Tipo de análisis:** Caída

### Tabla de contenidos

Descripción .....	1
Suposiciones .....	2
Información de modelo .....	2
Propiedades de estudio .....	5
Unidades .....	6
Propiedades de material .....	7
Información de contacto .....	12
Información de malla .....	15
Resultados del estudio .....	18
Conclusión .....	20



Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulacion (5)  
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Cortar-Extruir3	Sólido	Masa:0.0378779 kg Volumen:4.9192e-006 m <sup>3</sup> Densidad:7700 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.371203 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Cuerpo de articulación 2.SLDPRT sep 18 03:50:53 2017
Chaflán1	Sólido	Masa:0.169565 kg Volumen:6.05588e-005 m <sup>3</sup> Densidad:2800 kg/m <sup>3</sup> Peso:1.66173 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Union pie-pilon.SLDPRT Sep 18 03:50:53 2017
Chamfer1	Sólido	Masa:0.0200158 kg Volumen:2.50198e-006 m <sup>3</sup> Densidad:8000 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.196155 N	c:\solidworks data\browser\ansi metric\bolts and screws\studs\continous stud_am.sldprt Sep 17 17:22:27 2017

Cortar-Extruir4	Sólido	Masa:0.0661427 kg Volumen:4.72448e-005 m <sup>3</sup> Densidad:1400 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.648199 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Caucho.SLDPR Sep 17 13:36:03 2017
Redondeo3	Sólido	Masa:0.229346 kg Volumen:2.86683e-005 m <sup>3</sup> Densidad:8000 kg/m <sup>3</sup> Peso:2.24759 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Retropie.SLDPR Sep 17 03:50:54 2017
Saliente-Extruir1 	Sólido	Masa:0.0172241 kg Volumen:6.19572e-006 m <sup>3</sup> Densidad:2780 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.168796 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Placa limitadora.SLDPR Sep 17 03:50:55 2017

### Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Caída 1
Tipo de análisis	Caída
Tipo de malla	Malla sólida
Gran desplazamiento	Activar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado)

### Información de configuración

Tipo	Velocidad al impacto
Magnitud de velocidad	10 m/sec
Referencia de velocidad de impacto	Cara<1>
Gravedad	9.81 m/s <sup>2</sup>
Referencia de gravedad	Cara<2>
Coefficiente de rozamiento	0
Rigidez del suelo	Suelo rígido
Cociente de amortiguamiento crítico	0

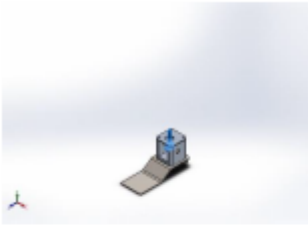
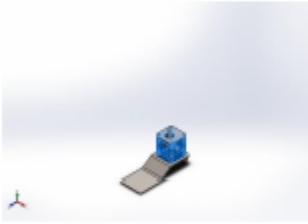
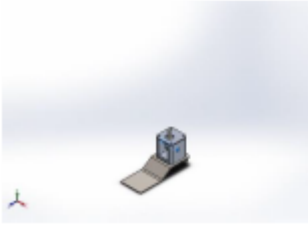
### Opciones de resultados

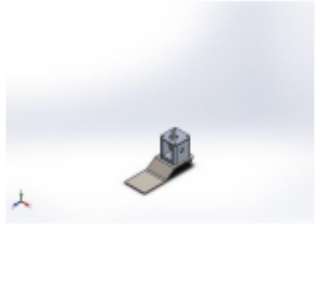
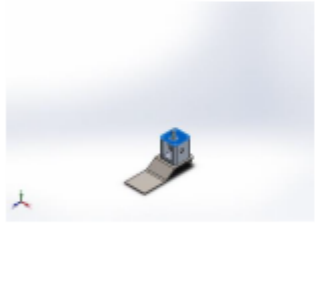

Tiempo de solución después del impacto	242.4 microseg
Guardar resultados a partir de	0 microseg
Nº de trazados	25
N.º de pasos de gráfico por trazado	20
Número de vértices	0

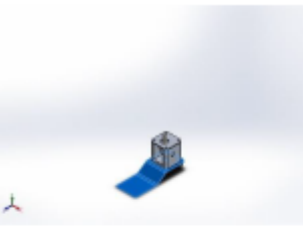

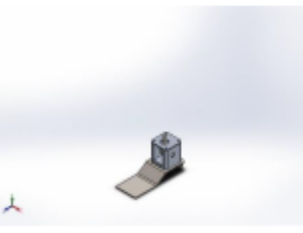
## Unidades

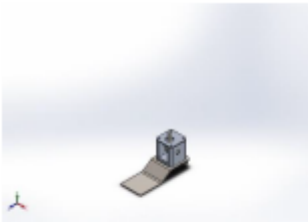
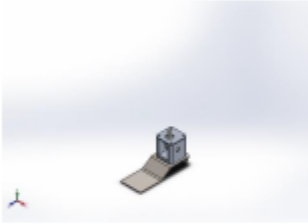
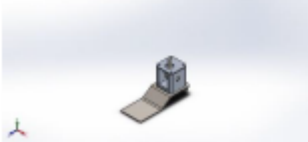
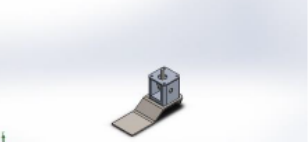
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m <sup>2</sup>

## Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: 1.4116 (X50CrMoV15)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 7.85e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 8.5e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 2.15e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.28</p> <p>Densidad: 7700 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo cortante: 7.9e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.1e-005 /Kelvin</p>	Sólido 1(Cortar-Extruir3)(Articulacion de tobillo-3/Cuerpo de articulación 2-1)
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: Aleación 2024</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 7.58291e+007 N/m<sup>2</sup></p> <p>Límite de tracción: 1.86126e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Módulo elástico: 7.3e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.33</p> <p>Densidad: 2800 kg/m<sup>3</sup></p> <p>Módulo cortante: 2.8e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 2.3e-005 /Kelvin</p>	Sólido 1(Chañlán1)(Articulacion de tobillo-3/Union pie-pilon-1)
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 347 Acero inoxidable recocido (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Plasticidad - von Mises</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 2.75e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p>Factor de endurecimiento (0.0-1.0; 0.0=isotrópico; 1.0=cinemático): 0.85</p> <p>Módulo elástico: 1.95e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 0.27</p>	Sólido 1(Chamfer1)(Articulacion de tobillo-3/continous stud_am-2)

	Poisson: Densidad: 8000 kg/m <sup>3</sup>	
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Acero aleado fundido <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 2.41275e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 4.48082e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.9e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.26 <b>Densidad:</b> 7300 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 7.8e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.5e-005 /Kelvin	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Placa limitadora-1)
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> 3.1355 (EN-AW 2024) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Límite elástico:</b> 2.9e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 4.4e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.3897 <b>Densidad:</b> 2780 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 2.7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 2.4e-005 /Kelvin	Sólido 1(Redondeo3)(Pie-1/Retropie-1)
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> NEOPRENO <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido <b>Densidad:</b> 1292 kg/m <sup>3</sup>	Sólido 1(Cortar-Extruir4)(Pie-1/Caucho-1)
Datos de curva:N/A		

	<p><b>Nombre:</b> AISI 321 Acero inoxidable recocido (SS)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Plasticidad - von Mises</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido</p> <p><b>Límite elástico:</b> 2.34422e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Factor de endurecimiento (0.0-1.0; 0.0=isotrópico; 1.0=cinemático):</b> 0.85</p> <p><b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27</p> <p><b>Densidad:</b> 8000 kg/m<sup>3</sup></p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p><b>Nombre:</b> Nailon 6/10</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx.</p> <p><b>Límite elástico:</b> 1.39043e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 1.42559e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 8.3e+009 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.28</p> <p><b>Densidad:</b> 1400 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 3.2e+009 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 3e-005 /Kelvin</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p><b>Nombre:</b> AISI 316 Chapa de acero inoxidable (SS)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Plasticidad - von Mises</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido</p> <p><b>Límite elástico:</b> 1.72369e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Factor de endurecimiento (0.0-1.0; 0.0=isotrópico; 1.0=cinemático):</b> 0.85</p> <p><b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27</p> <p><b>Densidad:</b> 8000 kg/m<sup>3</sup></p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		

	<p><b>Nombre:</b> AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (S5)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Plasticidad - von Mises</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido</p> <p><b>Límite elástico:</b> 1.37895e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Factor de endurecimiento (0.0-1.0; 0.0=isotrópico; 1.0=cinemático):</b> 0.85</p> <p><b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.3</p> <p><b>Densidad:</b> 8000 kg/m<sup>3</sup></p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p><b>Nombre:</b> AISI 1045 Acero estirado en frío</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido</p> <p><b>Límite elástico:</b> 5.3e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 6.25e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 2.05e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.29</p> <p><b>Densidad:</b> 7850 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 8e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.2e-005 /Kelvin</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p><b>Nombre:</b> 3.1355 (EN-AW 2024)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido</p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		
	<p><b>Nombre:</b> PTFE (general)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Desconocido</p> <p><b>Límite de tracción:</b> 7.58e+006 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Densidad:</b> 2320 kg/m<sup>3</sup></p>	<p>&lt;Material_ComponentList1/&gt;</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		

### Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	5.31596 mm
Tolerancia	0.265798 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

### Información de malla - Detalles

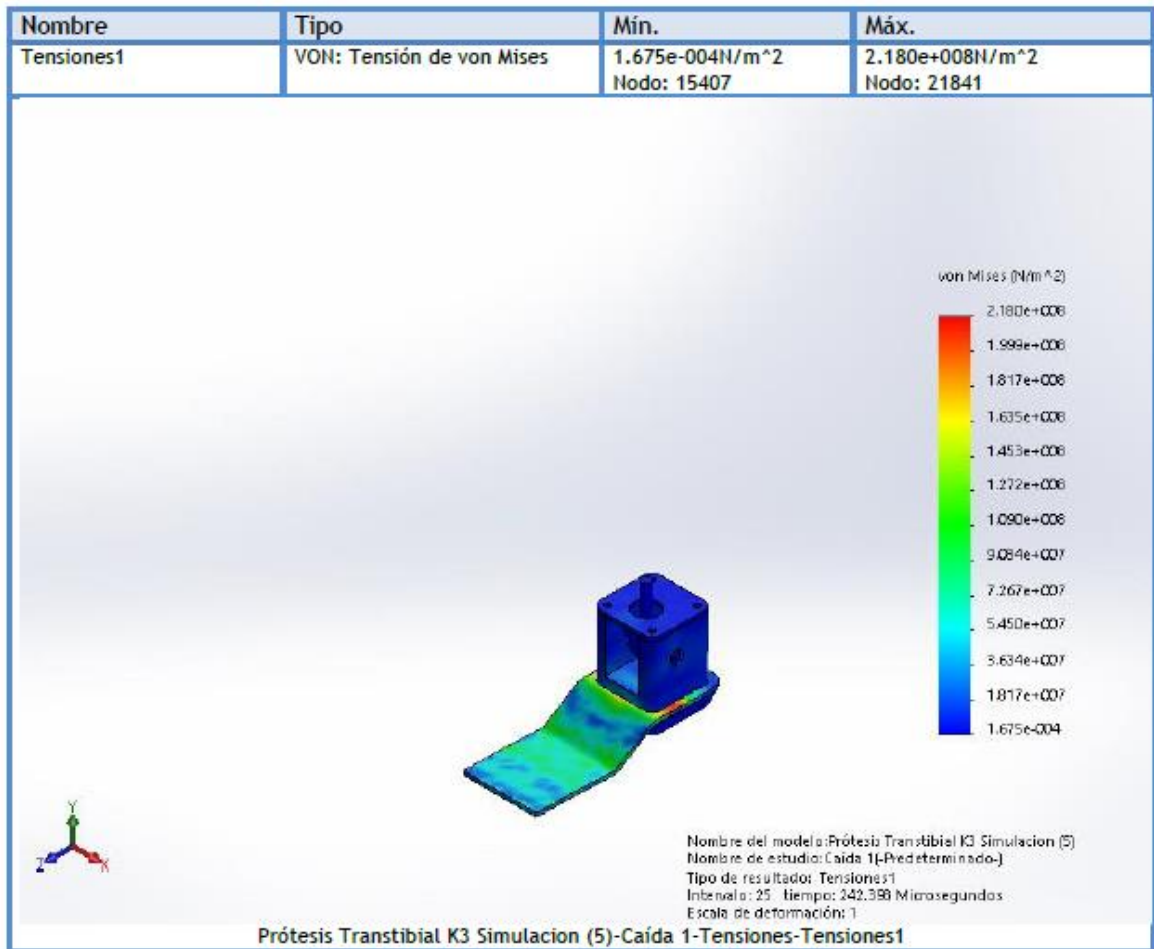
Número total de nodos	28634
Número total de elementos	29713
Cociente máximo de aspecto	20.427
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	92.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.0372
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:06
Nombre de computadora:	Nicolás López Suárez

Nombre del modelo: Prótesis Transibial K3 Simulación (5)  
 Nombre de estudio: Caída 14-Predefinido-)  
 Tipo de malla: Malla sólida



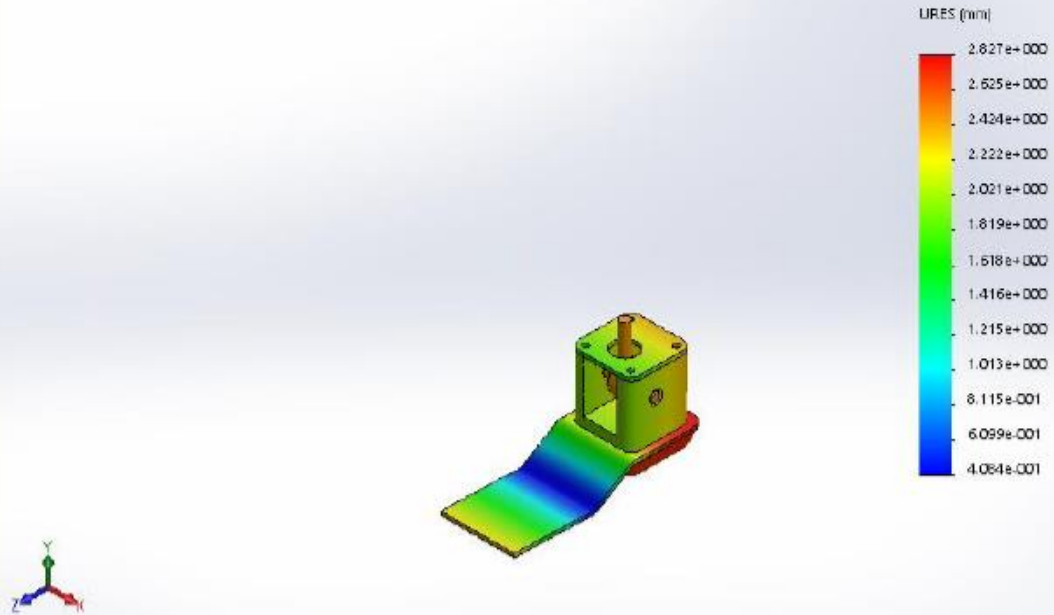
**Información sobre el control de malla:**

Nombre del control de malla	Imagen del control de malla	Detalles del control de malla
Control-1	 <p>Thumbnail image showing the mesh control for the prosthetic foot model, with a small coordinate system icon in the bottom left corner.</p>	<p><b>Entidades:</b> 1 Sólido(s)  <b>Unidades:</b> mm  <b>Tamaño:</b> 2.65795  <b>Coficiente:</b> 1.5</p>



Nombre	Tipo	Min.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	4.084e-001mm Nodo: 24722	2.827e+000mm Nodo: 23909

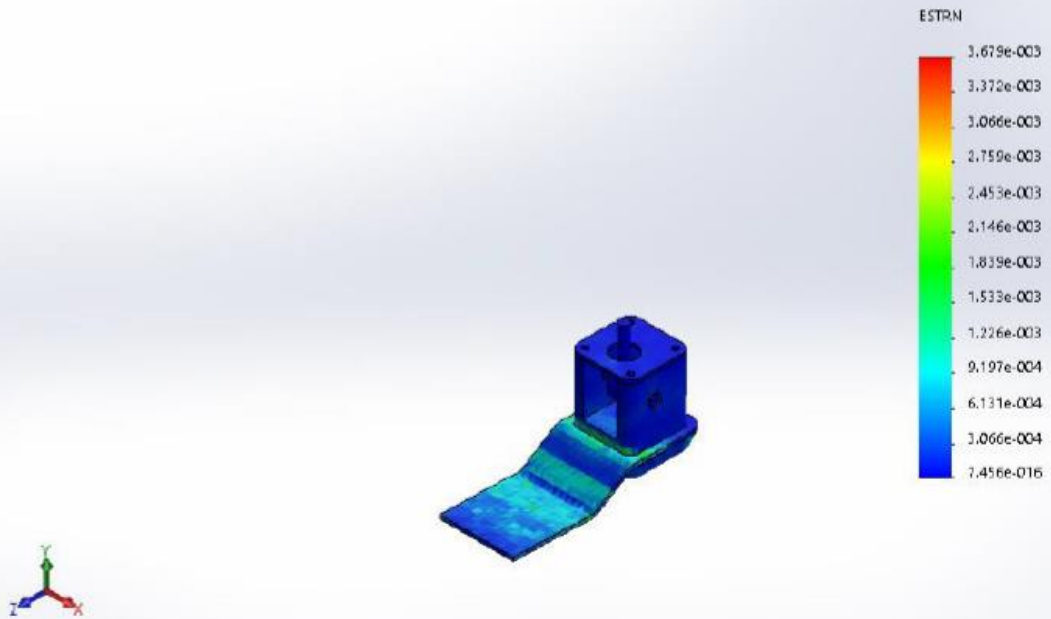
Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)  
 Nombre de estudio: Caída 1-(Predeterminado-)  
 Tipo de resultado: Desplazamientos1  
 Intervalo: 25 tiempo: 242.398 Microsegundos  
 Escala de deformación: 1



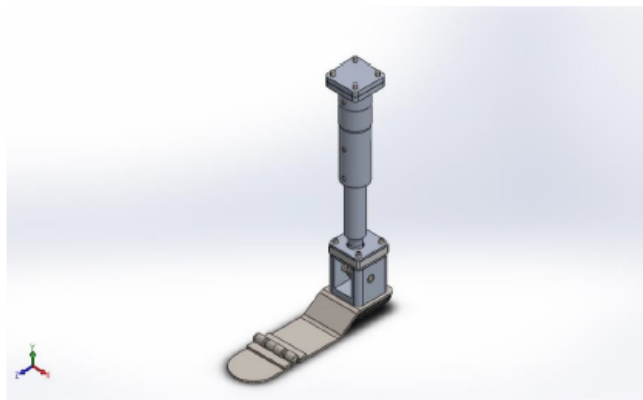
Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)-Caída 1-Desplazamientos-Desplazamientos1

Nombre	Tipo	Min.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	7.456e-016 Elemento: 9140	3.679e-003 Elemento: 14686

Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)  
Nombre de estudio: Caída 1- Predeterminado-1  
Tipo de resultado: Deformaciones unitarias: 1  
Intervalo: 25 tiempo: 242.398 Microsegundos  
Escala de deformación: 1



Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)-Caída 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1



## Descripción

No hay datos

# Simulación de Prótesis Transtibial K3 Simulación

**Fecha:** domingo, 22 de octubre de 2017

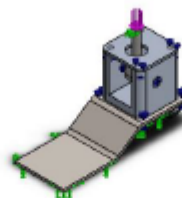
**Diseñador:** Nicolas Lopez, Carlos Peña

**Nombre de estudio:** Análisis estático 1

**Tipo de análisis:** Análisis estático

## Tabla de contenidos


Descripción .....	1
Suposiciones .....	2
Información de modelo .....	2
Propiedades de estudio .....	4
Unidades .....	5
Propiedades de material .....	6
Cargas y sujeciones.....	9
Definiciones de conector .....	10
Información de contacto .....	11
Información de malla .....	12
Detalles del sensor .....	12
Fuerzas resultantes.....	12
Vigas .....	12
Resultados del estudio.....	13
Conclusión .....	16



Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulacion (5)  
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Cortar-Extruir3	Sólido	Masa:0.0378779 kg Volumen:4.9192e-006 m <sup>3</sup> Densidad:7700 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.371203 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Cuerpo de articulación 2.SLDPRT Sep 21 03:50:53 2017
Chaflán1	Sólido	Masa:0.169565 kg Volumen:6.05588e-005 m <sup>3</sup> Densidad:2800 kg/m <sup>3</sup> Peso:1.66173 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Union pie-pilon.SLDPRT Sep 21 03:50:53 2017
Chamfer1	Sólido	Masa:0.0200158 kg Volumen:2.50198e-006 m <sup>3</sup> Densidad:8000 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.196155 N	c:\solidworks data\browser\ansi metric\bolts and screws\studs\continous stud_am.sldprt Sep 15 17:22:27 2017
Cortar-Extruir4	Sólido	Masa:0.0661427 kg Volumen:4.72448e-005 m <sup>3</sup> Densidad:1400 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.648199 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Caucho.SLDPRT Sep 17 13:36:03 2017

Redondeo3	Sólido	Masa:0.229346 kg Volumen:2.86683e-005 m <sup>3</sup> Densidad:8000 kg/m <sup>3</sup> Peso:2.24759 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Retropie.SLDPRT Sep 21 03:50:54 2017
Saliente-Extruir1 	Sólido	Masa:0.0172241 kg Volumen:6.19572e-006 m <sup>3</sup> Densidad:2780 kg/m <sup>3</sup> Peso:0.168796 N	C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado\Placa limitadora.SLDPRT Sep 21 03:50:55 2017

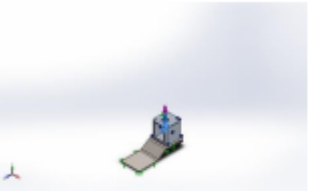
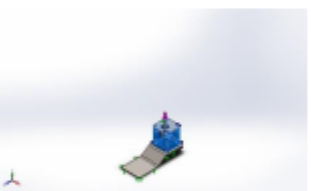
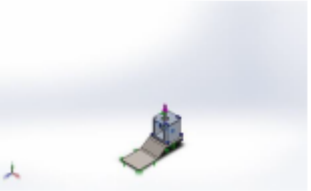
### Propiedades de estudio

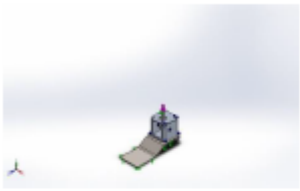
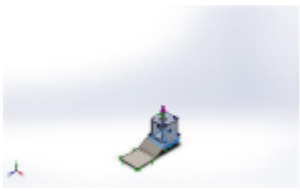
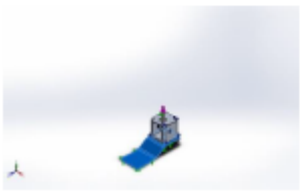
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Activar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Nicolas Lopez\Desktop\Trabajo de grado)

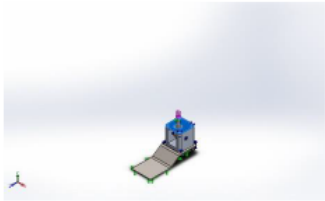
### Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m <sup>2</sup>

## Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p><b>Nombre:</b> 1.4116 (X50CrMoV15)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx.</p> <p><b>Límite elástico:</b> 7.85e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 8.5e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 2.15e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.28</p> <p><b>Densidad:</b> 7700 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 7.9e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.1e-005 /Kelvin</p>	Sólido 1(Cortar-Extruir3)(Articulacion de tobillo-3/Cuerpo de articulación 2-1)
Datos de curva:N/A		
	<p><b>Nombre:</b> Aleación 2024</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx.</p> <p><b>Límite elástico:</b> 7.58291e+007 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 1.86126e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 7.3e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.33</p> <p><b>Densidad:</b> 2800 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 2.8e+010 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 2.3e-005 /Kelvin</p>	Sólido 1(Chaflán1)(Articulacion de tobillo-3/Union pie-pilon-1)
Datos de curva:N/A		
	<p><b>Nombre:</b> AISI 347 Acero inoxidable recocido (SS)</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx.</p> <p><b>Límite elástico:</b> 2.75e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 6.55e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 1.95e+011 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27</p> <p><b>Densidad:</b> 8000 kg/m<sup>3</sup></p>	Sólido 1(Chamfer1)(Articulacion de tobillo-3/continous stud_am-2)

	<b>Módulo cortante:</b> 7.7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.7e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> AISI 1020 <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx. <b>Límite elástico:</b> 3.51571e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 4.20507e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 2e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.29 <b>Densidad:</b> 7900 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 7.7e+010 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 1.5e-005 /Kelvin	Sólido 1(Cortar-Extruir4)(Pie-1/Caicho-1)
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> Nailon 6/10 <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx. <b>Límite elástico:</b> 1.39043e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 1.42559e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 8.3e+009 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.28 <b>Densidad:</b> 1400 kg/m <sup>3</sup> <b>Módulo cortante:</b> 3.2e+009 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> 3e-005 /Kelvin	Sólido 1(Redondeo3)(Pie-1/Retropie-1)
Datos de curva:N/A		
	<b>Nombre:</b> AISI 321 Acero inoxidable recocido (SS) <b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal <b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx. <b>Límite elástico:</b> 2.34422e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Límite de tracción:</b> 6.2e+008 N/m <sup>2</sup> <b>Módulo elástico:</b> 1.93e+011 N/m <sup>2</sup> <b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.27 <b>Densidad:</b> 8000 kg/m <sup>3</sup>	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Placa limitadora-1)

	<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	1.7e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A			
	<b>Nombre:</b>	3.1355 (EN-AW 2024)	<Material_ComponentList1/>
	<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal	
	<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Tensión de von Mises máx.	
	<b>Límite elástico:</b>	2.9e+008 N/m <sup>2</sup>	
	<b>Límite de tracción:</b>	4.4e+008 N/m <sup>2</sup>	
	<b>Módulo elástico:</b>	7e+010 N/m <sup>2</sup>	
	<b>Coefficiente de Poisson:</b>	0.3897	
	<b>Densidad:</b>	2780 kg/m <sup>3</sup>	
	<b>Módulo cortante:</b>	2.7e+010 N/m <sup>2</sup>	
	<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	2.4e-005 /Kelvin	
Datos de curva:N/A			

### Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño máximo de elemento	10.4836 mm
Tamaño mínimo del elemento	2.09672 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

### Detalles del sensor

No hay datos

### Fuerzas resultantes

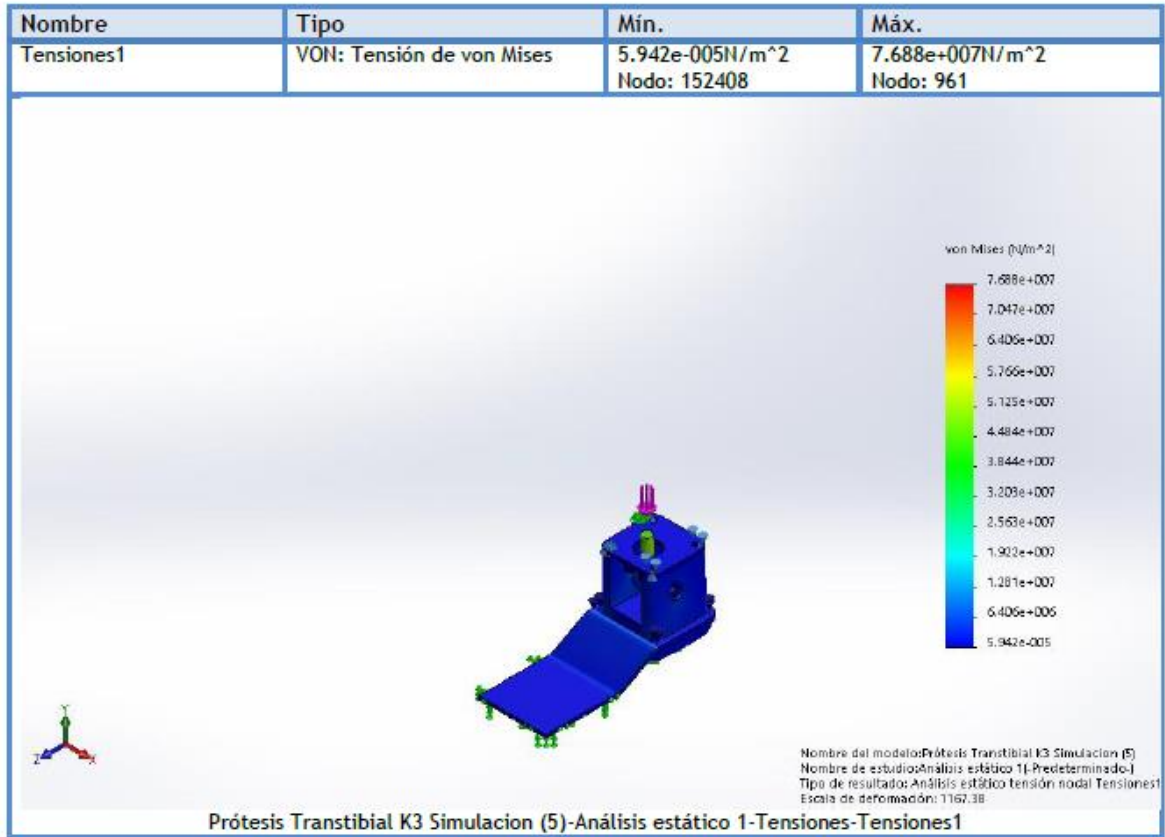
#### Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	-0.0182504	2500.07	-0.0386882	2500.07

#### Momentos de reacción

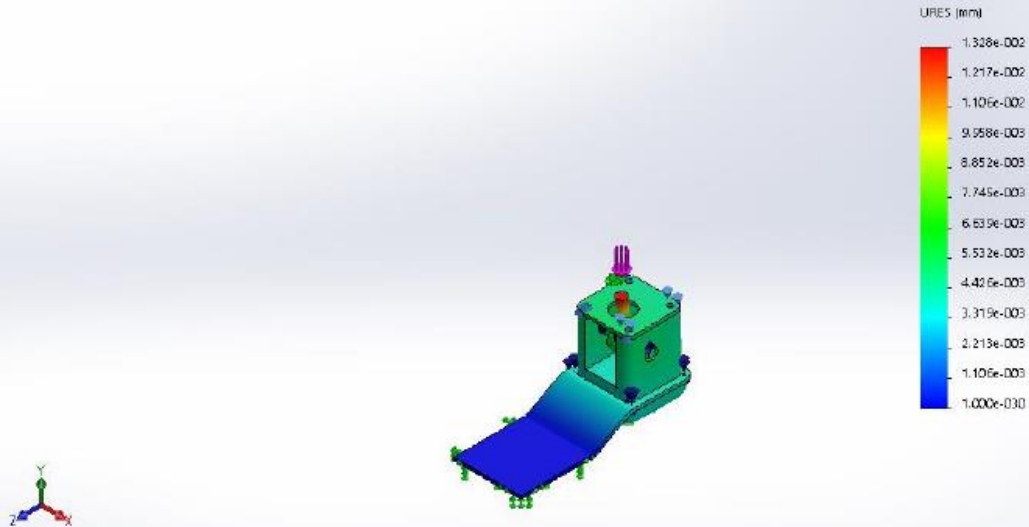
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

## Resultados del estudio



Nombre	Tipo	Min.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+000mm Nodo: 69825	1.328e-002mm Nodo: 2243

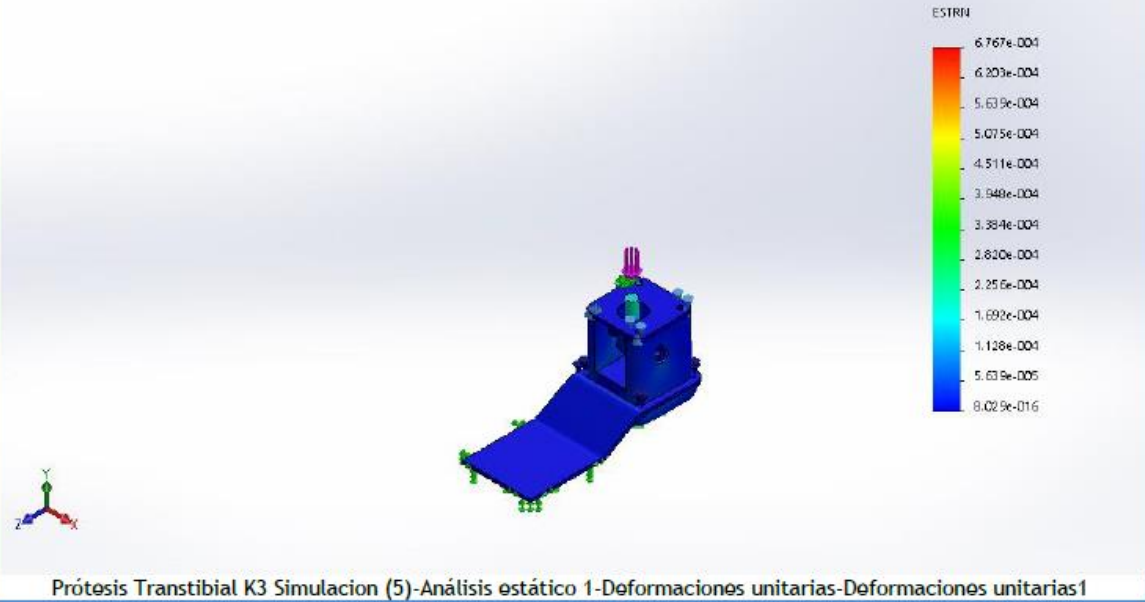
Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulacion (5)  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1-[Pre-determinado-]  
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1  
 Escala de deformación: 1167,38



Prótesis Transtibial K3 Simulacion (5)-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos1

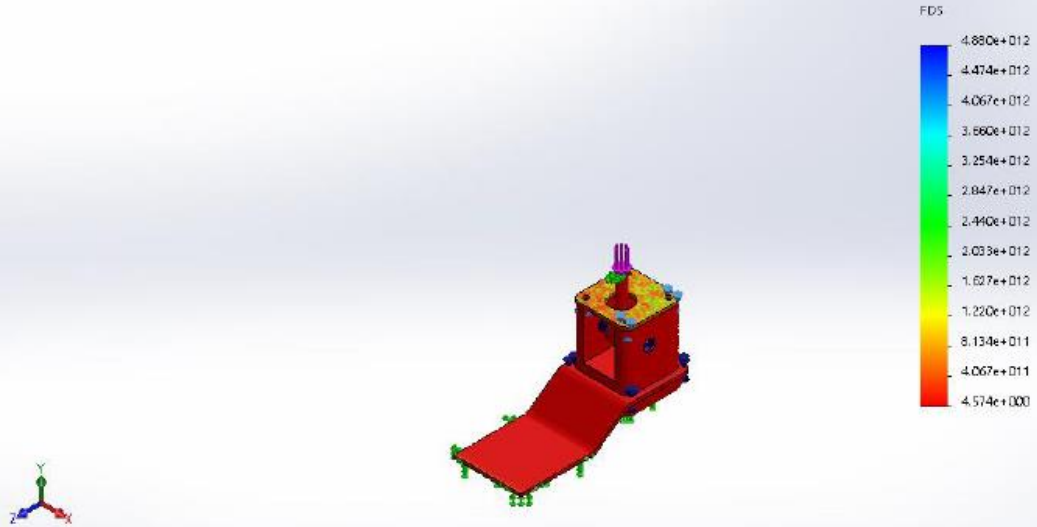
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	8.029e-016 Elemento: 99532	6.767e-004 Elemento: 47828

Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1-Predeeterminado-  
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática-Deformaciones unitarias1  
 Escala de deformación: 1167,38



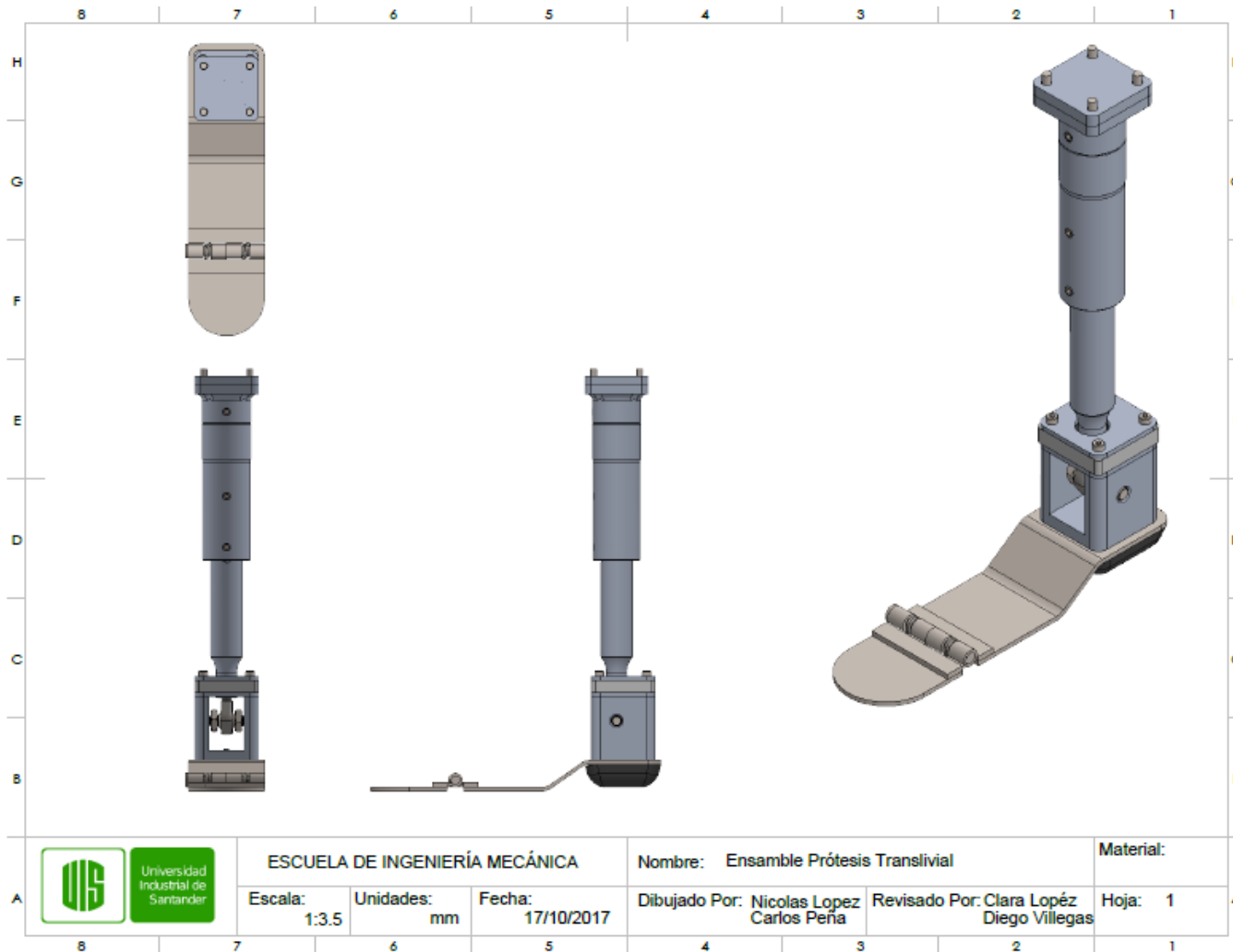
Nombre	Tipo	Min.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	4.574e+000 Nodo: 14355	4.880e+012 Nodo: 152408

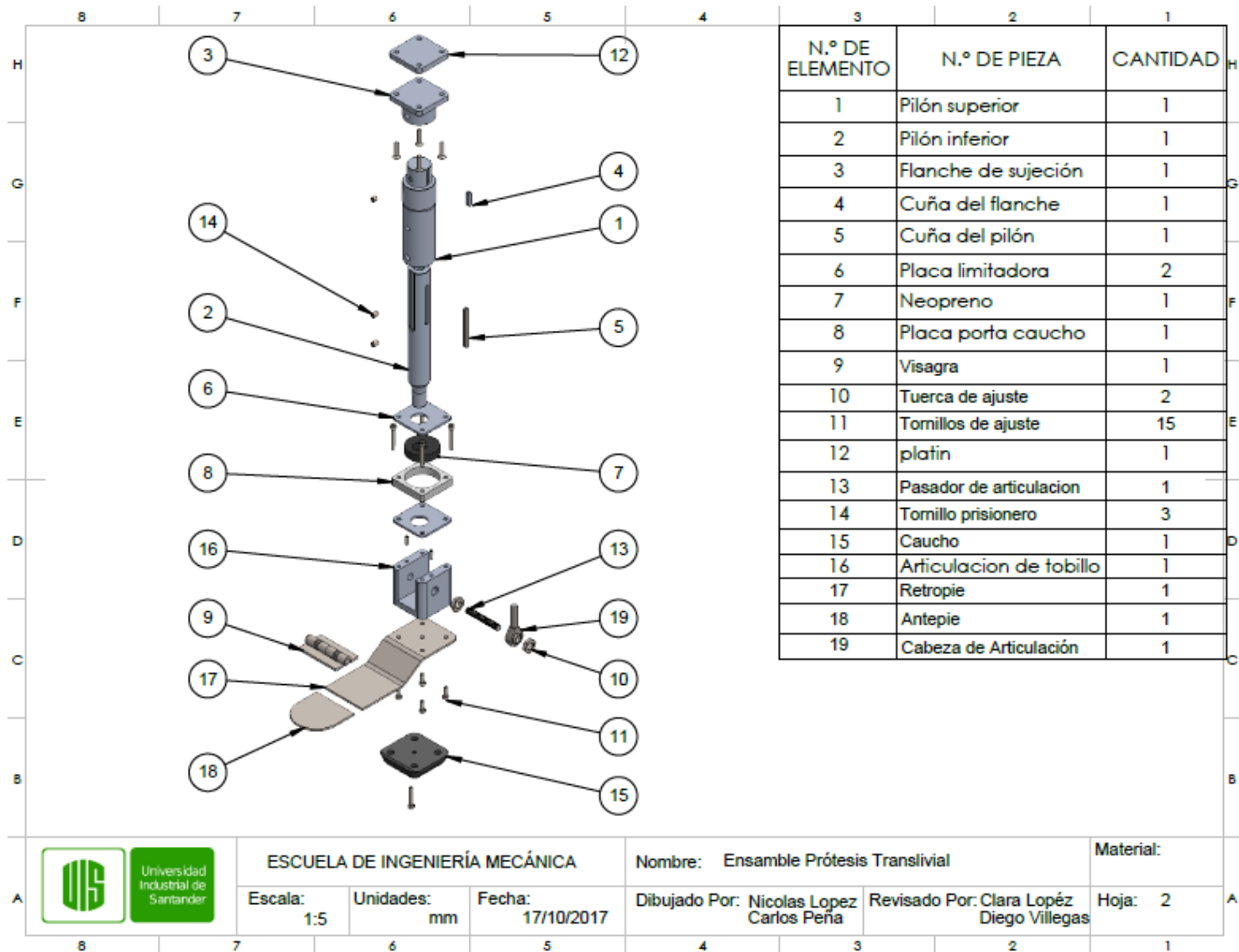
Nombre del modelo: Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)  
Nombre de estudio: Análisis estático 1-Predefinido-1  
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad 1  
Criterio: Automático  
Distribución de Factor de seguridad: FDS mín = 4.6



Prótesis Transtibial K3 Simulación (5)-Análisis estático 1-Factor de seguridad-Factor de seguridad1

## Anexo B. Planos de la prótesis





ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Nombre: Ensamble Prótesis Translucal

Material:

Escala: 1:5

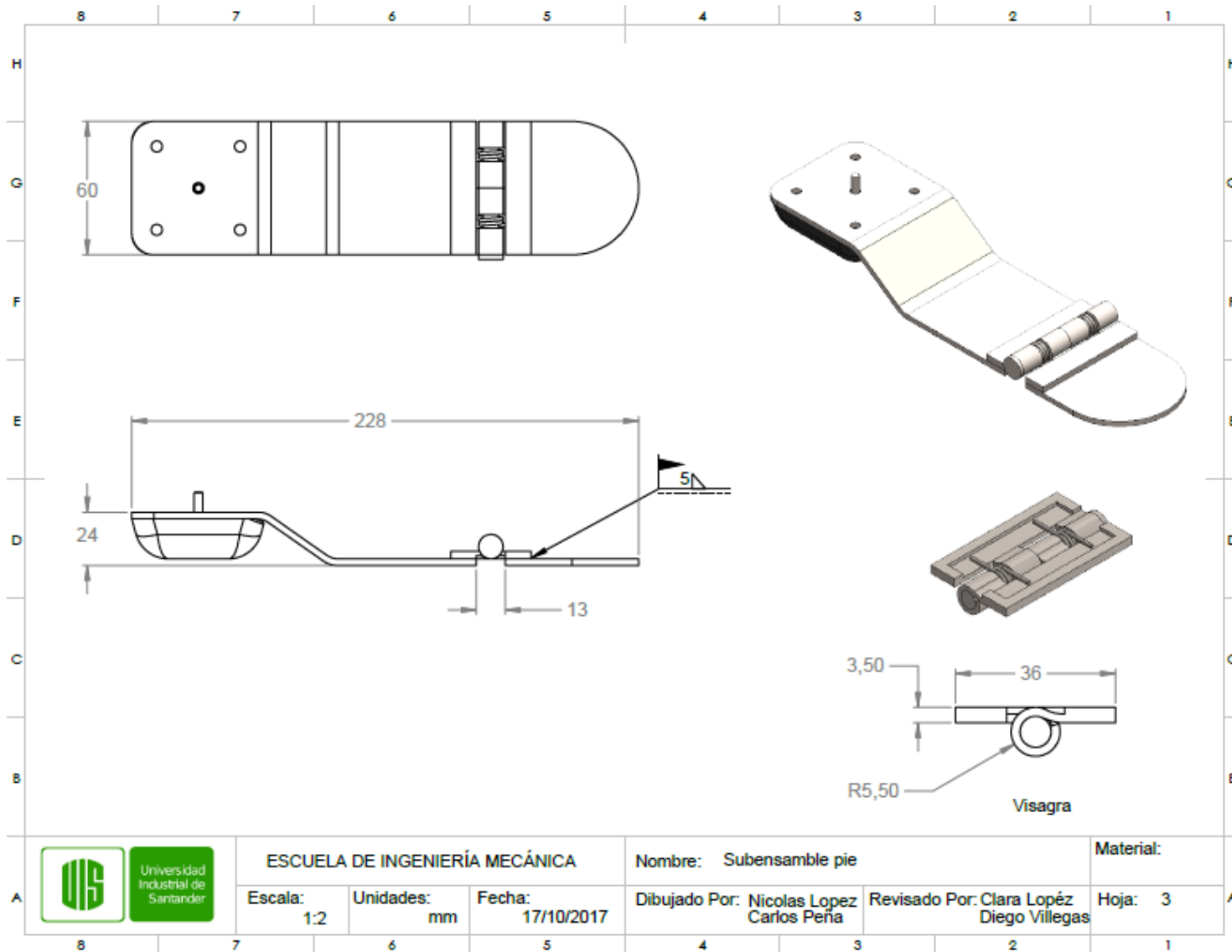
Unidades: mm

Fecha: 17/10/2017

Dibujado Por: Nicolas Lopez  
Carlos Peña

Revisado Por: Clara Lopez  
Diego Villegas

Hoja: 2



Universidad Industrial de Santander

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Nombre: Subensamble pie

Material:

Escala: 1:2

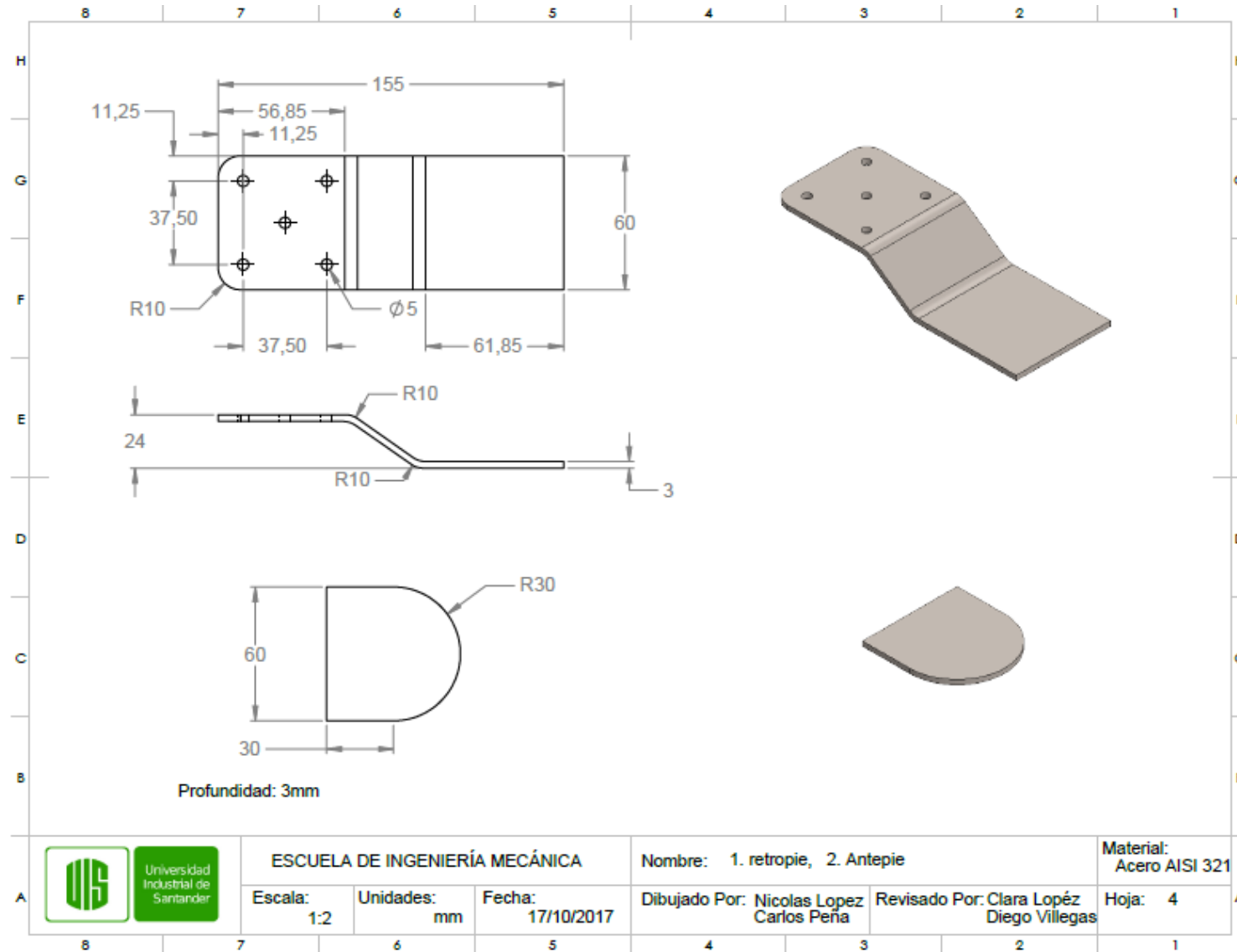
Unidades: mm

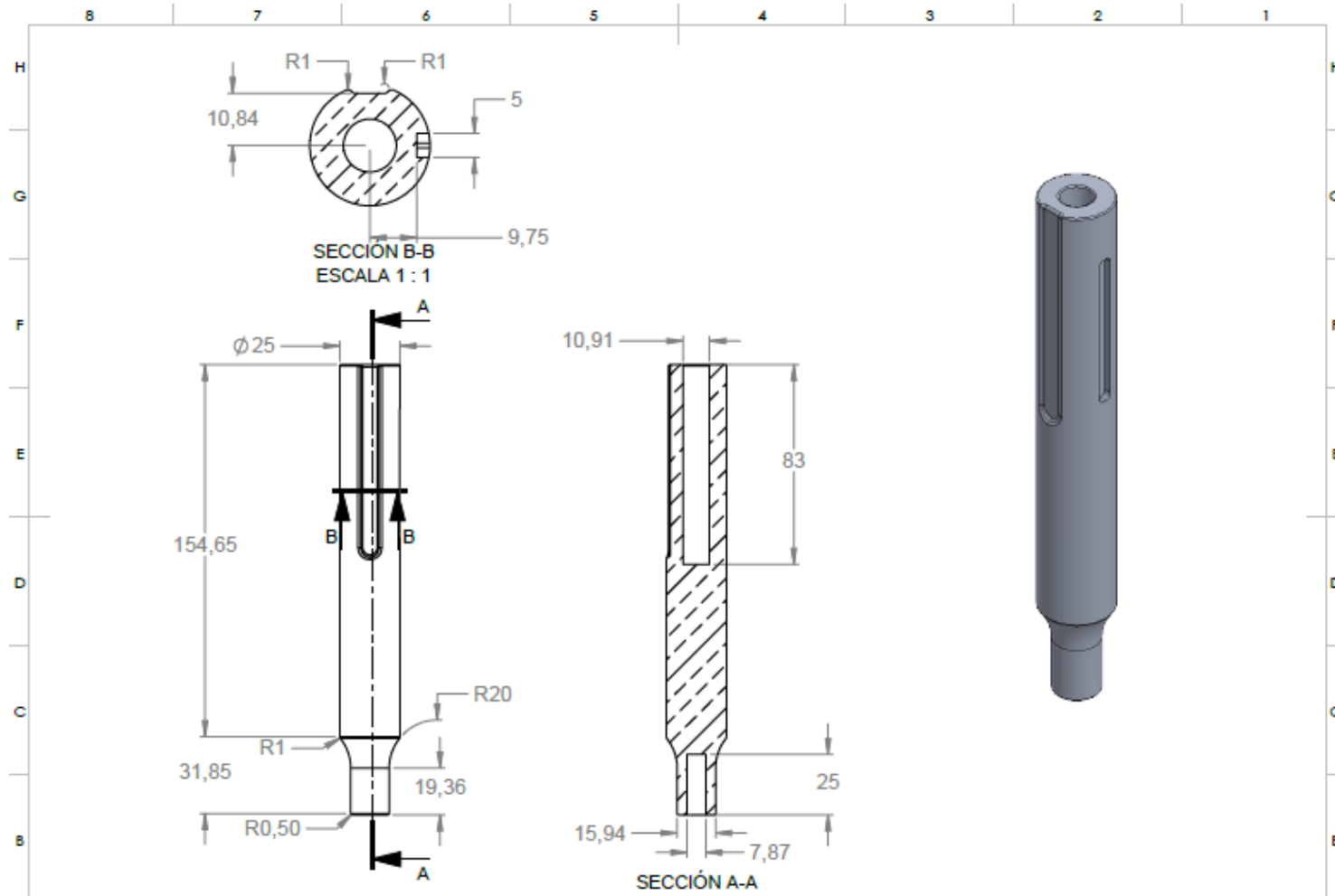
Fecha: 17/10/2017


Dibujado Por: Nicolas Lopez Carlos Peña

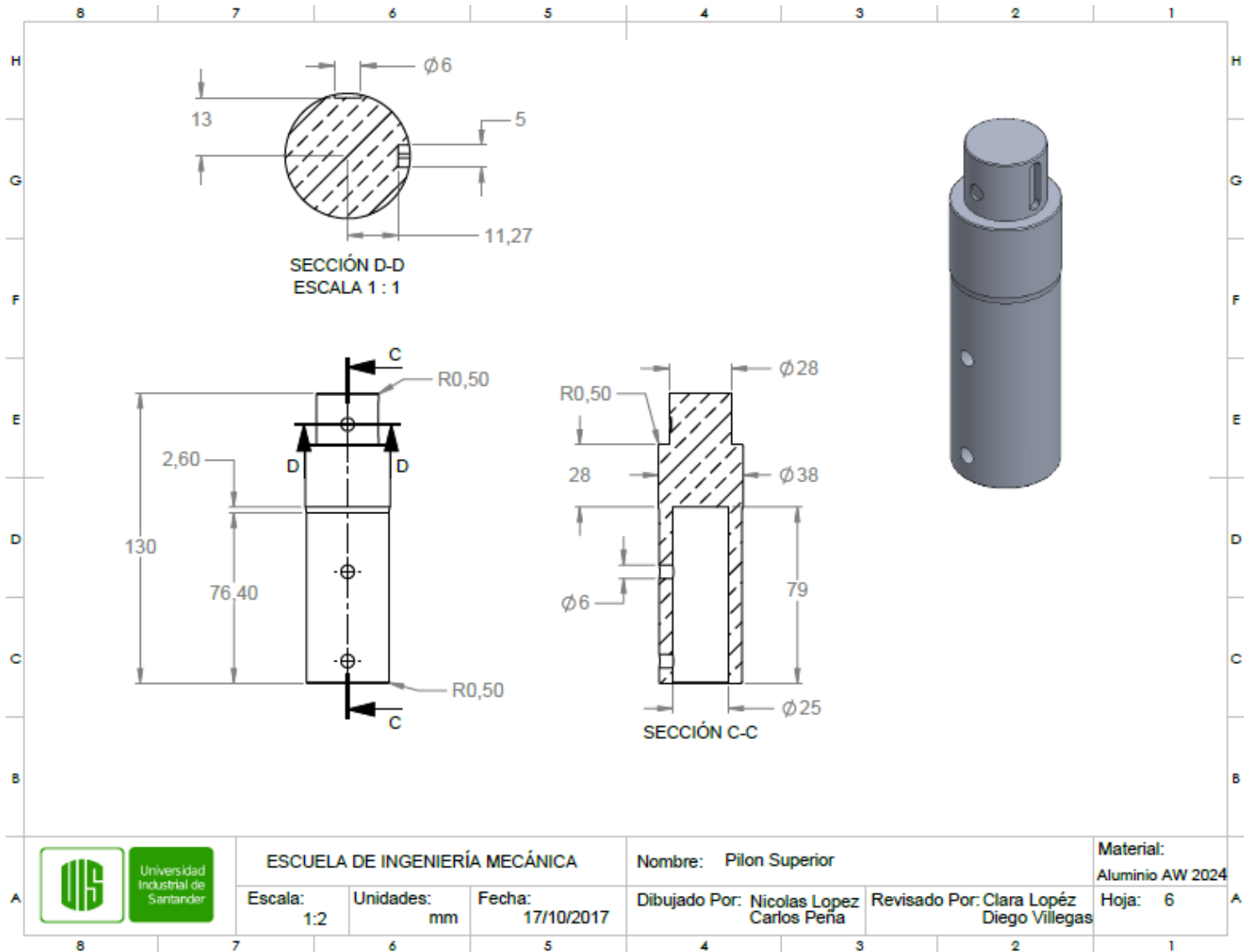
Revisado Por: Clara López Diego Villegas

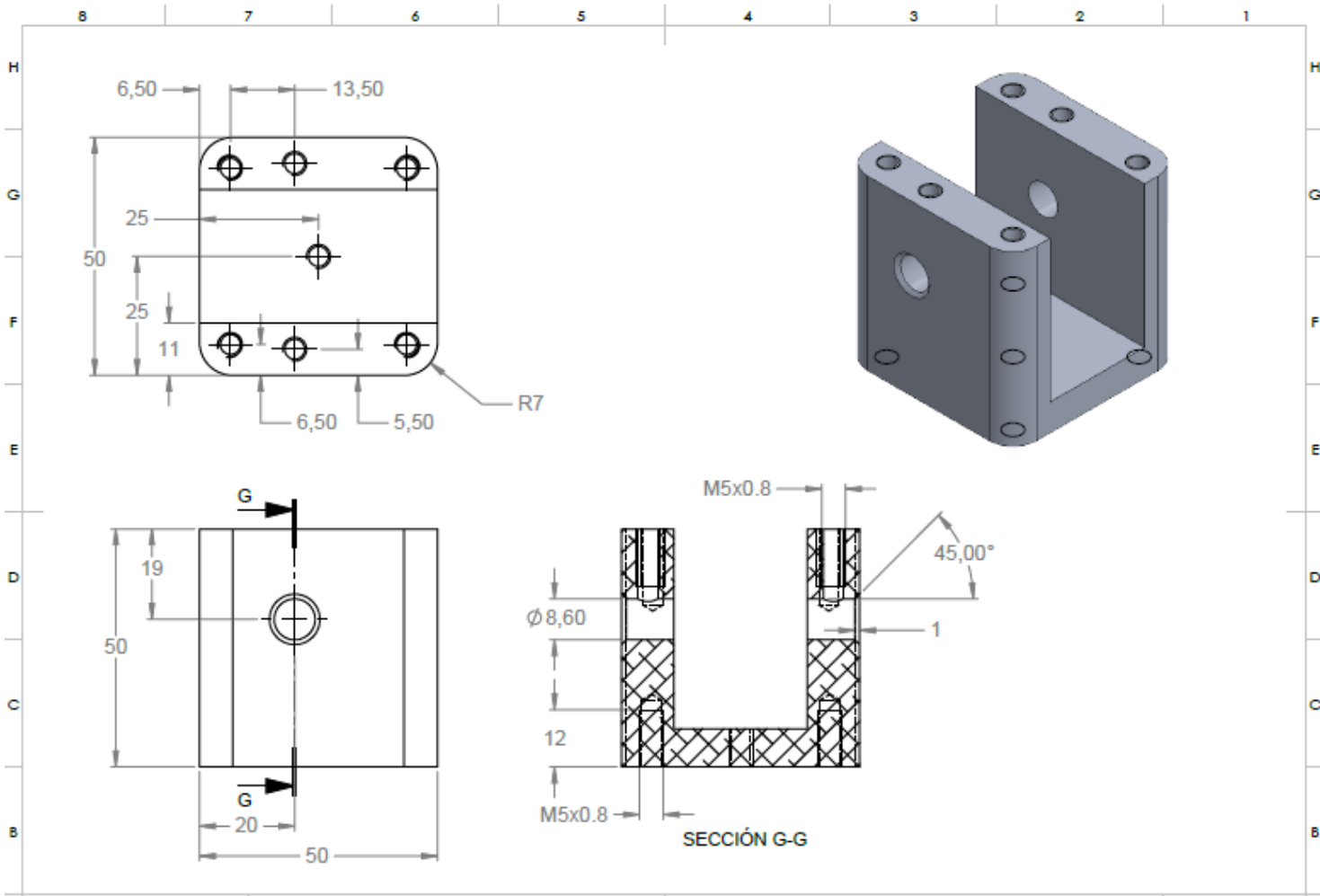
Hoja: 3






 Universidad Industrial de Santander	ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			Nombre: Plion Inferior		Material: Aluminio AW 2024
	Escala: 1:2	Unidades: mm	Fecha: 17/10/2017	Dibujado Por: Nicolas Lopez Carlos Peña	Revisado Por: Clara López Diego Villegas	Hoja: 5





A	 Universidad Industrial de Santander	ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			Nombre: Unión pie pilon		Material: Aluminio AW 2024	A
		Escala: 1:1	Unidades: mm	Fecha: 17/10/2017	Dibujado Por: Nicolas Lopez Carlos Peña	Revisado Por: Clara López Diego Villegas	Hoja: 7	

